

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

**Estudio electromiográfico sobre los patrones musculares en pacientes
rehabilitados con restauraciones parciales fijas sobre implantes**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Marlene Barrios Carrasco

Directora

Alicia Celemín Viñuela

Madrid, 2016

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



**ESTUDIO ELECTROMIOGRÁFICO SOBRE LOS PATRONES MUSCULARES EN
PACIENTES REHABILITADOS CON RESTAURACIONES PARCIALES FIJAS
SOBRE IMPLANTES**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Marlene Barrios Carrasco

**Directora:
Profa. Dra. Alicia Celemín Viñuela**

2015

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Departamento de Estomatología I

(Prótesis Bucofacial)



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO ELECTROMIOGRÁFICO SOBRE LOS PATRONES MUSCULARES EN
PACIENTES REHABILITADOS CON RESTAURACIONES PARCIALES FIJAS
SOBRE IMPLANTES**

Presentada por:

Marlene Barrios Carrasco

Madrid, 2015

**ESTUDIO ELECTROMIOGRÁFICO SOBRE LOS PATRONES
MUSCULARES EN PACIENTES REHABILITADOS CON RESTAU-
RACIONES PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES**

Memoria de investigación que presenta:

Marlene Barrios Carrasco

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la
Universidad Complutense de Madrid

Directora:

Profa. Dra. Alicia Celemín Viñuela

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

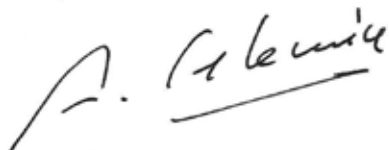
Madrid, 2015

DÑA ALICIA CELEMÍN VIÑUELA, PROFESORA CONTRATADA DOCTORA,
del departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología
de la Universidad Complutense de Madrid.

HACE CONSTAR:

Que el trabajo de investigación titulado : **“ESTUDIO ELECTROMIOGRÁFICO SOBRE LOS PATRPNES MUSCULARES EN PACIENTES REHABILITADOS CON RESTAURACIONES PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTE”** del que es autora **Dña. MARLENE BARRIOS CARRASCO**, ha sido realizado en este departamento bajo mi dirección y mi supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los defectos oportunos, se firma en Madrid a 15 de octubre de 2015.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'A. Celemín', with a horizontal line underneath the name.

Fdo. Profa. Dra. Alicia Celemín Viñuela

¿Cuix oc nelli nemohua in tlalticpac?

Nezahualcóyotl

¿Acaso de veras se vive con raíz en la tierra?

Agradecimientos

Este trabajo de investigación ha sido posible, gracias a la colaboración y esfuerzo de un gran número de personas a las que dedico mi más sincero agradecimiento.

En primer lugar, quisiera expresar mi total gratitud a mi directora de tesis, a la

Dra. Alicia Celemín Viñuela, por haber depositado su confianza en mí y guiarme a través de este camino.

Al Dr. Jaime del Rio Highsmith, por confiar en mí, por su apoyo y gran ayuda en los momentos que necesite terminar la tesis.

A Dra. Carmen Moreno González, sin cuya inestimable colaboración en la fase experimental no hubiera podido llevarse a cabo este trabajo.

A D. José Manuel García de Cecilia por su ayuda en el estudio y análisis estadístico.

A la Dra. Blanca Flora Guisado Moya por su gran apoyo y enseñanza.

A la Fundación Mutua Madrileña ya que parte de este estudio ha sido financiado por esta institución.

A los profesores que he tenido en las distintas etapas de mi formación profesional.

A todos y cada uno de los pacientes que con su ayuda han hecho posible la realización de esta tesis doctoral, mi más sincero agradecimiento.

Dedicatoria

A mí amado Hugo, a nuestro hijo Lázaro y a nuestro pequeño que esta de camino, ya que juntos intentaremos construir el mejor de los viajes posibles.

Porque lo son todo para mí

A mis queridos padres:

Dr. Tereso Barrios Domínguez

Dra. Consuelo Carrasco Barrios

Porque me han enseñado todo y todo es posible gracias a ellos

A mis Hermanos:

Antonio Barrios Carrasco

Mauricio Barrios Carrasco

Por ser siempre un ejemplo para mí

A mi otra Familia:

Martínez Lázaro

Y a mis amigos

Por su cariño

I	INTRODUCCIÓN.....	20
I.1	Fisiología del sistema neuromuscular.....	24
I.1.2	Potenciales bioeléctricos.....	26
I.1.3	Contracción y relajación muscular.....	29
I.1.4	Inervación muscular.....	31
I.1.5	Receptores sensitivos en el sistema masticatorio.....	32
I.1.6	Tipos de Músculo según su función.....	36
I.2	Músculos de la masticación.....	38
I.2.1	Músculo temporal.....	38
I.2.2	Músculo masetero.....	41
I.2.3	Músculo pterigoideo externo.....	43
I.2.4	Músculo pterigoideo interno.....	45
I.2.5	Músculo digástrico.....	46
I.3	Función del sistema masticatorio.....	48
I.4	Clasificación de arcadas parcialmente desdentadas.....	54
I.5	Electromiografía.....	59
I.5.1	Aplicación clínica de la electromiografía.....	61
I.5.2	Instrumentación en electromiografía.....	64
II	PLANTEAMIENTO, JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS, OBJETIVOS.....	68
II.1	Planteamiento del problema.....	69
II.2	Justificación.....	70
II.3	Hipótesis.....	71
II.4	Objetivos.....	72
III	MATERIAL Y MÉTODO.....	73
III.1	Diseño de estudio.....	75
III.2	Descripción de la población de estudio.....	76
III.3	Características de la muestra.....	77
III.3.1	Selección y tamaño de la muestra.....	78
III.3.2	Criterios de inclusión.....	78
III.3.3	Criterios de exclusión.....	78
III.4	Historia clínica.....	79
III.4.1	Examen extraoral.....	80
III.4.2	Examen intraoral.....	80

III.4.3	Fase protésica.....	80
III.5	Registros Electromiográficos.....	85
III.5.1	Electromiógrafo.....	86
III.5.2	Electrodos.....	89
III.5.3	Colocación de electrodos.....	90
III.5.4	Situación anatómica de los electrodos para registros electromiográfico.....	95
III.5.5	Pruebas electromiográficas estáticas.....	100
III.5.51	Reposo.....	100
III.5.52	Oclusión.....	101
III.5.53	Máximo apretamiento.....	102
III.5.54	Posiciones excéntricas.....	103
III.5.55	Máxima apertura.....	105
III.5.6	Pruebas dinámicas.....	107
III.5.61	Masticación.....	107
III.5.62	Deglución.....	108
III.5.7	Test de reproducibilidad.....	109
III.5.8	Variables respuesta.....	110
III.5.9	Análisis Estadístico.....	111
IV	RESULTADOS.....	112
IV.1	Estudio descriptivo de la muestra.....	113
IV.1.2	Características de la muestra.....	113
IV.2	Test de reproducibilidad.....	115
IV.3	Metodología estadística.....	119
IV.4	Análisis descriptivo de las variables.....	120
IV.5	Análisis inferencial por prótesis.....	131
IV.6	Análisis inferencial por grupos.....	141
IV.7	Análisis de la relación con la edad.....	152
V	DISCUSIÓN.....	160
VI	CONCLUSIONES.....	197
VII	BIBLIOGRAFÍA.....	199
VIII	ANEXOS.....	219

Fig.1	Organización del músculo esquelético.....	25
Fig.2	Potencial de membrana de una célula hipotética.....	27
Fig.3	Transición entre potencial de reposo y el potencial de acción.....	29
Fig.4	Contracción y relajación muscular.....	30
Fig.5	Contracción isotónica.....	37
Fig.6	Contracción isométrica.....	37
Fig.7	Músculo temporal.....	40
Fig.8	Músculo masetero.....	42
Fig.9	Músculo pterigideo externo.....	44
Fig.10	Músculo pteridoideo interno.....	46
Fig.11	Músculo digástrico.....	47
Fig.12	Arcada mandibular de clase I de Kennedy.....	54
Fig.13	Arcada mandibular de clase II de Kennedy.....	55
Fig.14	Arcada maxilar de clase III de Kennedy.....	55
Fig.15	Arcada maxilar de clase IV de Kennedy.....	56
Fig.16	Prótesis parcial removible en articulador semiajustable.....	81
Fig.17	Prótesis parcial removible en boca.....	82
Fig.18	Modelo con tejidos blando.....	83
Fig.19	Modelo con prótesis metal cerámica.....	83
Fig.20	Colocación de pilares.....	84
Fig.21	Colocación de prótesis cementada metal cerámica.....	84
Fig.22	Resumen de las recomendaciones de SENIAM.....	85
Fig.23	Esquema de un electromiógrafo.....	86
Fig.24	Electromiógrafo Myotronics K6.....	88
Fig.25	Material necesario para colocación de electrodos.....	91
Fig.26	Medición de la distancia interelectrodo.....	93
Fig.27	Electrodos bipolares circulares.....	94
Fig.28	Paciente con los electrodos colocados. Vista lateral.....	97
Fig.29	Paciente con los electrodos colocados vista frontal.....	99
Fig.30	Registro electromiográfico en reposo clínico.....	101
Fig.31	Registro electromiográfico en oclusión.....	102
Fig.32	Registro electromiográfico en máximo esfuerzo.....	103
Fig.33	Registro electromiográfico en protusiva.....	104
Fig.34	Registro electromiográfico en lateralidad derecha.....	104
Fig.35	Registro electromiográfico en lateralidad izquierda.....	105
Fig.36	Registro electromiográfico en máxima apertura.....	106
Fig. 37	Registro electromiográfico en masticación.....	107
Fig. 38	Registro electromiográfico en deglución.....	108

Tabla. 1	Valores absolutos en máximo apretamiento.....	120
Tabla. 2	Valores absolutos en reposo.....	121
Tabla. 3	Valores absolutos en masticación.....	121
Tabla. 4	Valores absolutos en deglución.....	122
Tabla. 5	Valores absolutos en apertura máxima.....	122
Tabla. 6	Valores absolutos en oclusión.....	123
Tabla. 7	Valores absolutos en protrusiva.....	123
Tabla. 8	Valores absolutos en lateralidad izquierda mantener.....	124
Tabla. 9	Valores absolutos en lateralidad derecha mantener.....	124
Tabla. 10	Valores estandarizados en máximo apretamiento.....	125
Tabla. 11	Valores estandarizados en reposo.....	126
Tabla. 12	Valores estandarizados en masticación.....	126
Tabla. 13	Valores estandarizados en deglución.....	127
Tabla. 14	Valores estandarizados en apertura máxima.....	127
Tabla. 15	Valores estandarizados en oclusión.....	128
Tabla. 16	Valores estandarizados en protrusiva.....	128
Tabla. 17	Valores estandarizados en lateralidad izquierda mantener.....	129
Tabla. 18	Valores estandarizados en lateralidad derecha mantener.....	129
Tabla. 19	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en máximo apretamiento.....	132
Tabla. 20	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en reposo.....	133
Tabla. 21	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en masticación.....	134
Tabla. 22	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en deglución.....	135
Tabla. 23	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en apertura máxima.....	136
Tabla. 24	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis en oclusión.....	137
Tabla. 25	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis protrusiva.....	138
Tabla. 26	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis lateralidad izquierda.....	139
Tabla. 27	Test de diferencia entre dos tipos de prótesis lateralidad derecha.....	140
Tabla. 28	Test de diferencia entre lado de estudio y control en máx apretamiento.....	143
Tabla. 29	Test de diferencia entre lado de estudio y control en reposo.....	144

Tabla. 30 Test de diferencia entre lado de estudio y control en masticación.....	145
Tabla. 31 Test de diferencia entre lado de estudio y control en deglución.....	146
Tabla. 32 Test de diferencia entre lado de estudio y control en apertura máxima.....	147
Tabla. 33 Test de diferencia entre lado de estudio y control en oclusión.....	148
Tabla. 34 Test de diferencia entre lado de estudio y control protrusiva.....	149
Tabla. 35 Test de diferencia entre lado de estudio y control lateralidad izquierda.....	150
Tabla. 36 Test de diferencia entre lado de estudio y control lateralidad derecha.....	151
Tabla. 37 Correlación de edad y lado contralateral en maximo apretamiento, reposo.	153
Tabla. 38 Correlación de edad y lado contralateral en masticación y deglución.....	154
Tabla. 39 Correlación de edad y lado contralateral en apertura maxima y oclusión....	154
Tabla. 40 Correlación de edad y lado contralateral en protrusiva.....	155
Tabla. 41 Correlación de edad y lado contralateral en lateralidad izq y derecha.....	155
Tabla. 42 Correlación de edad y lado estudio en maximo apretamiento y reposo.....	156
Tabla. 43 Correlación de edad y lado estudio en masticación y deglución.....	156
Tabla. 44 Correlación de edad y lado estudio en apertura maxima y oclusión.....	157
Tabla. 45 Correlación de edad y lado estudio en protrusiva.....	157
Tabla. 46 Correlación de edad y lado estudio en lateralidad izq y derecha.....	158
Tabla. 47 Cuadro resumen de valores absolutos en reposo.....	167
Tabla. 48 Valores absolutos de potencial eléctrico en reposo.....	167
Tabla. 49 Cuadro resumen de valores absolutos en máxima inercuspación.....	169
Tabla. 50 Valores absolutos de potencial eléctrico en máxima intercuspación.....	169
Tabla. 51 Cuadro resumen de valores absolutos en máximo apretamiento.....	172
Tabla. 52 Valores absolutos de potencial eléctrico en máximo apretamiento.....	173
Tabla. 53 Cuadro resumen de valores absolutos en máxima apertura.....	174
Tabla. 54 Valores absolutos de potencial eléctrico en máxima apertura.....	174
Tabla. 55 Cuadro resumen de valores absolutos en protrusión.....	176
Tabla. 56 Valores absolutos de potencial eléctrico en protrusión.....	179
Tabla. 57 Cuadro resumen de valores absolutos en lateralidad izquierda.....	179
Tabla. 58 Valores absolutos de potencial eléctrico en lateralidad derecha.....,.....	179

Tabla. 59 Valores absolutos de potencial eléctrico en masticación.....	183
Tabla. 60 Test de diferencia entre dos medias en masticación.....	183
Tabla. 61 Cuadro resumen de valores absolutos en masticación.....	183
Tabla. 62 Relacion con la edad máxima apretamiento y reposo.....	194
Tabla. 63 Relación con la edad en máxima apertura y oclusión.....	194
Tabla. 64 Relación con la edad en protrusiva.....	194
Tabla. 65 Relación con la edad lateralidad izquierda y derecha mantener.....	195

Gráfica 1	Porcentaje prevalencia entre género y edad.....	114
Gráfica 2	Perfil del análisis ANOVA prueba de reposo y máximo esfuerzo.....	116
Gráfica 3	Perfil del análisis ANOVA prueba de reposo y máximo esfuerzo.....	117
Gráfica 4	Perfil del análisis ANOVA prueba de reposo y máximo esfuerzo.....	117
Gráfica 5	Perfil del análisis ANOVA prueba de reposo y máximo esfuerzo.....	118
Gráfica 6	Diferencia entre 2 prótesis en máximo esfuerzo.....	132
Gráfica 7	Diferencia entre 2 prótesis en reposo.....	133
Gráfica 8	Diferencia entre 2 prótesis en masticación.....	134
Gráfica 9	Diferencia entre 2 prótesis en deglución.....	135
Gráfica 10	Diferencia entre 2 prótesis en apertura máxima.....	136
Gráfica 11	Diferencia entre 2 prótesis en oclusión.....	137
Gráfica 12	Diferencia entre 2 prótesis en protrusiva.....	138
Gráfica 13	Diferencia entre 2 prótesis en lateralidad izquierda mantener.....	139
Gráfica 14	Diferencia entre 2 prótesis en lateralidad derecha mantener.....	140
Gráfica 15	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en máximo esfuerzo.....	143
Gráfica 16	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en reposo.....	144
Gráfica 17	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en masticación.....	145
Gráfica 18	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en deglución.....	146
Gráfica 19	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en apertura máxima.....	147
Gráfica 20	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en oclusión.....	148
Gráfica 21	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en protrusiva.....	149
Gráfica 22	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en lateralidad izquierda.....	150
Gráfica 23	Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en lateralidad derecha...	151

Resumen

Introducción

La función de la neuromusculatura es óptima cuando existe armonía entre las articulaciones y los dientes, si el sistema masticatorio funciona correctamente, los músculos de la masticación actúan de forma armónica y coordinada. Esto permite obtener el máximo recorrido y rendimiento en los movimientos mandibulares voluntarios, reflejos y funcionales, tales como la masticación, la deglución, el bostezo y el habla. La neuromusculatura controla los reflejos y los movimientos voluntarios de la mandíbula. La articulación temporomandibular facilita la relación de unión distal de la mandíbula con el maxilar y proporciona planos guía para el movimiento de la mandíbula hacia delante, lateralmente y hacia abajo.

Los dientes proporcionan una relación vertical y distal estable de la mandíbula con el maxilar en virtud de la relación intercuspídea de los antagonistas, y establecen unos planos guía para los movimientos mandibulares anteriores y laterales en el recorrido mandibular durante el cual están en contacto.

Lo que más frecuentemente altera la armonía funcional del sistema, son los dientes y la neuromusculatura. La relación intercuspídea de los dientes en una relación maxilo-mandibular vertical y horizontal estable es indispensable para que exista armonía funcional. Los dientes pueden contactar de manera que limiten o impidan el cierre y los movimientos armónicos mandibulares.

El sistema masticatorio actúa armoniosamente en presencia de cierto grado de estrés y ante algunas disarmonías oclusales, debido a la capacidad de adaptación ante estos elementos. Sin embargo cuando esta adaptación se ve superada puede surgir un trastorno funcional neuromuscular.

Hay diferentes factores que pueden alterar dicho equilibrio, factores locales, como la pérdida de piezas dentarias, la disarmonías oclusales, iatrogénicas surgidas a consecuencia de restauraciones o prótesis inadecuadas o la disminución de la resistencia física y emocional. Cuando se pierden uno o más dientes, se altera la función masticatoria al perderse el ligamento periodontal, y con esto los mecanorreceptores que en se encuentran.

La ausencia de los dientes posteriores puede resultar en la pérdida de estabilidad neuromuscular de la mandíbula, la reducción de la eficiencia masticatoria, la pérdida de la dimensión vertical, y de la oclusión.

La colocación de implantes dentales proporcionan nuevas opciones de tratamiento para los pacientes. La integración tejido-implante está directamente relacionado con el contacto directo entre el hueso y la superficie del implante para que se establezca una anquilosis del mismo. Este contacto directo entre hueso e implante carece de los mecanorreceptores que se encuentran en el ligamento periodontal y de la influencia de estos en los patrones de la función masticatoria.

Entre un diente natural y un implante existen diferencias morfológicas considerables, esta principal diferencia se encuentra en el tejido que rodea a ambos, el diente presenta una interfase de tejido conectivo entre el cemento y el hueso alveolar y el implante oseointegrado se encuentra en contacto directo con el hueso. Es por ello que cuando se decide reemplazar las piezas perdidas mediante rehabilitación protésica se debe tener en cuenta las condiciones oclusales y los aspectos biomecánicos y neuromusculares de la función masticatoria.

Objetivos

El Presente estudio se centró en la evaluación de los niveles de actividad eléctrica de los músculos temporal anterior y posterior, la porción superficial del masetero y el vientre anterior del musculo digástrico entre sujetos rehabilitados con prótesis parciales unilaterales fijas sobre implantes y prótesis parciales removibles, mediante pruebas estáticas y dinámicas. Se comparó la actividad electromiográfica que se produce cuando se utiliza una u otra prótesis así como con el lado contralateral que no lleva prótesis evaluándose si estos valores tenían relación con la edad.

Para ello se constituyó una muestra de 30 individuos con ausencias dentarias clase II o clase III que fueron rehabilitados con prótesis parciales removibles y prótesis parciales fijas sobre implantes.

Esta muestra fue grupo de estudio (lado de la prótesis) y grupo control (lado contralateral) simultáneamente. Los registros se realizaron en diferentes posturas: reposo, máxima intercuspación, máximo apretamiento, máxima apertura, protrusión, lateralidades, masticación y deglución.

Resultados

En el registro de reposo se encontraron valores mayores en el musculo Temporal posterior (Tp) para el grupo control de $7.33\mu V$ que para el grupo de prótesis de $5.77\mu V$. En máxima intercuspación en el lado control y en el lado rehabilitado fueron de $9.44\mu V$ y $7.71\mu V$ respectivamente, al igual que en reposo el músculo Tp obtuvo el registro más elevado. En máximo apretamiento el Musculo Temporal Anterior (Ta) obtuvo un mayor registro del lado control $187.87\mu V$ y $170.88\mu V$ del lado rehabilitado. En masticación el musculo temporal y masetero obtuvieron los mayores registro eléctricos Ta $57.78\mu V$ y

Conclusiones

En lo relativo a la actividad electromiográfica de los músculos estudiados, encontramos un patrón de actividad absoluta similar en ambos tipos de prótesis. En relación al potencial eléctrico de los cuatro pares de músculos masticatorios, del lado control y el lado rehabilitado, no se encontraron diferencias significativas del lado control y del lado rehabilitado. Sin embargo si se observan valores más elevados en el lado no rehabilitado, debido probablemente a la presencia de los mecanismos receptores sensitivos que se encuentran en los dientes. En cuanto a la comparación entre las prótesis parciales fijas sobre implantes y la prótesis parciales removibles sobre implantes no se encontraron diferencias significativas en los registros electromiográficos entre una y otra, pero en este estudio solo se valoró el potencial eléctrico muscular durante los diferentes registros, no se evaluó la eficacia masticatoria ni el confort durante la masticación. Siendo de gran importancia para evaluar el conjunto de factores para el tipo de rehabilitación que se plantea realizar. En cuanto a la edad se encontraron diferencias significativas en aquellos sujetos con mayor edad que en los más jóvenes. Principalmente en el músculo masetero y en el porción anterior del músculo temporal. En diferentes posiciones tales como reposo, máxima intercuspación, y deglución.

Summary

Introduction

Neuromusculature function is optimal when there is harmony between the joints and teeth, if the masticatory system works properly, the muscles of mastication act in a coordinated and harmonious way. This allows maximum performance and voluntary, reflexes and functional, such as chewing, swallowing, yawning and speech jaw movements. The neuromusculature controls reflexes and voluntary movement of the jaw. Temporomandibular joint facilitates distal attachment relationship of the maxilla and mandible guiding planes provides for jaw movement forward, laterally and downwards.

The teeth provide a stable upright and distal relationship with the maxillary jaw under intercuspal relationship antagonists, and provide a guide planes for mandibular anterior and lateral movements in the mandibular path during which they are in contact.

What most often alters the functional harmony of the system are the teeth and neuromusculature. The intercuspal relationship of the teeth in a stable vertical and horizontal maxillomandibular relationship is essential if there is functional harmony. Teeth may contact so as to limit or prevent the closure and mandibular harmonic movements.

The masticatory system works harmoniously in the presence of some degree of stress and to some occlusal disharmony, because the ability to adapt to these elements. However, when this adaptation is exceeded there may be functional neuromuscular disorder.

There are different factors that can alter this balance, local factors such as the loss of teeth, the occlusal disharmony, arising as a result of iatrogenic restorations or prostheses inadequate or reduced physical strength and emotional

When one or more teeth are lost, the lost masticatory function alters the periodontal ligament, and with this in the mechanoreceptors found.

The absence of posterior teeth can result in loss of neuromuscular jaw stability, reduced masticatory efficiency, loss of vertical dimension, and occlusion.

The placement of dental implants provide new treatment options for patients. The tissue-implant integration is directly related to direct contact between the bone and the implant surface for ankylosis is established. This direct contact between bone and implant lacks the mechanoreceptors found in the periodontal ligament and the influence of these patterns of masticatory function.

Between a natural tooth and an implant there are considerable morphological differences, the main difference is in the tissue surrounding both the tooth presents an interface of connective tissue between the cement and the alveolar bone and the osseointegrated implant is in direct contact with bone. That is why when you decide to replace the missing pieces by prostésica rehabilitation must consider occlusal conditions and biomechanical and neuromuscular aspects of the masticatory function.

Purpose

The present study focused on the assessment of the levels of electrical activity in the anterior and posterior temporal muscles, the surface portion of masseter and the anterior digastric muscle between subjects unilateral rehabilitated with fixed partial dentures on implants and removable partial dentures by static and dynamic tests. Electromyographic activity produced were compared when used either prosthesis as well as the contralateral side that leads prosthesis evaluated if these values were related to age.

Material and methods

For this, a sample of 30 individuals with missing teeth Class II or Class III that were rehabilitated with fixed partial dentures and partial dentures on implants was formed. This sample was study group (side of the prosthesis) and control group (contralateral side) simultaneously. The recordings were made in different postures: standing, intercuspación maximum, maximum tightening, maximum opening, protrusion, laterality, chewing and swallowing.

Results

Resting in the record highest values were found in the posterior temporal muscle (Tp) for the control group than for the group 7.33 μ V prosthesis 5.77 μ V. In maximum intercuspation in the control side and on the side they were rehabilitated 9.44 μ V by 7.71 μ V respectively, as resting muscle Tp obtained the highest reading. I clenching in maximum muscle Temporary Previous (Ta) obtained greater control side 187.87 μ V registration and chewing 170.88 μ V side rehabilitado.in maseter temporary muscle and obtained the highest electric log and Ta 57.78 μ V Mm 57.77 μ V

Conclusions

Regarding the electromyographic activity of the muscles studied, we found a pattern of absolute activity similar in both types of prostheses. In relation to the electrical potential of the four pairs of masticatory muscles on the side control and rehabilitated hand, no significant differences in side control and side rehabilitated found. However if higher values are observed on the side not restored, probably due to the presence of the sensory receptors mechanisms found on teeth. As for the comparison between fixed partial dentures on implants and removable partial dentures on implants, no significant differences in EMG recordings between them were found, but in this study only the muscle electric potential appreciate during the various records, no masticatory efficiency and comfort was evaluated during chewing. It is of great importance to assess all factors for the type of rehabilitation that arises do. As for the age significant differences in those subjects older than in the younger is found. Mainly in the masseter and anterior portion of the temporal muscle. In different positions such as rest, maximum intercuspation, and swallowing.

I. INTRODUCCIÓN

El sistema masticatorio es una unidad compleja, diseñada, para llevar a cabo la función de la masticación, deglución y fonación, estas funciones son realizadas por el sistema de control neuromuscular. El tronco cerebral regula la acción muscular mediante engramas musculares que se seleccionan adecuadamente según los estímulos sensitivos recibidos desde las estructuras periféricas. En el trabajo neuromuscular de la función masticatoria una parte está coordinada por la información aferente que proviene de diferentes estructuras anatómicas como el ligamento periodontal ¹. El contacto que ocurre entre los dientes de la mandíbula y el maxilar esta monitorizado por los mecanorreceptores del ligamento periodontal, la estimulación de los sensores aferentes crean impulsos que son transmitidos a las sinapsis del sistema nervioso central, dando como resultado el inicio la actividad muscular. Cuando se pierden uno o más dientes, se altera la función masticatoria al perderse el ligamento periodontal, y con esto los mecanorreceptores que en él se encuentran ². La ausencia de los dientes posteriores puede resultar en la pérdida de estabilidad neuromuscular de la mandíbula, la reducción de la eficiencia masticatoria, la pérdida de la dimensión vertical, y de la oclusión. La rehabilitación protésica debe tener como objetivo la restauración de la dimensión vertical y aumentar el área de contacto oclusal. Cuando se decide reemplazar las piezas perdidas mediante rehabilitación protésica se requiere de una readaptación del complejo neuromuscular ².

La colocación de implantes dentales proporcionan nuevas opciones de tratamiento para los pacientes ^{3,4}. La integración tejido-implante está directamente relacionado con el contacto directo entre el hueso y la superficie del implante para que se establezca una anquilosis del mismo. Esta contacto directo entre hueso e implante carece de los mecanorreceptores que se encuentran en el ligamento periodontal y de la influencia de estos en los patrones de la función masticatoria.

Entre un diente natural y un implante existen diferencias morfológicas considerables, esta principal diferencia se encuentra en el tejido que rodea a ambos, el diente presenta una interfase de tejido conectivo entre el cemento y el hueso alveolar y el implante oseointegrado se encuentra en contacto directo con el hueso.

El ligamento periodontal ejerce una función amortiguadora de las fuerzas que inciden sobre el diente, este se comprime en unas zonas y se distiende en otras, gracias a las fibras colágenas y a los plexos vasculares. Ante una fuerza axial un diente se desplaza al interior del alveolo entre 25 y 50µm al contrario del implante que solo sufre un pequeño desplazamiento entre 3-5µ en el hueso ⁵.

Ante una fuerza lateral el diente se mueve en sentido horizontal entre 56 y 108µm y vertical 8-28µm, basculándose sobre el ápice en donde se sitúa el punto de fulcro. De esta manera la fuerza se atenúa y disipa por el hueso circundante desde la cresta ósea hasta el ápice.

El implante al recibir una fuerza lateral, sufre un único desplazamiento en sentido horizontal de 10 -50µm, situándose su punto de fulcro en la cresta ósea, lugar donde toda la fuerza se concentra ⁶.

Por lo tanto en los tratamiento con implantes se deberán de controlar adecuadamente las fuerzas que actúan sobre las restauraciones ya que los implantes al carecer de ligamento periodontal, no dispone del mecanismo amortiguador que disminuye y disipa la cantidad de fuerza transmitida al hueso.

Otra característica importante del ligamento periodontal es la propiocepción, debido a la innervación sensitiva que posee. Le proporciona la capacidad de detectar fuerzas e interferencias oclusales de forma precoz, y como consecuencia de ello posibilita una adecuada modulación de los movimientos mandibulares para reducir la magnitud de las fuerzas.

El ligamento periodontal proporciona al sistema nervioso central la percepción sensorial y el control motor. Por el contrario, la falta de tal propiocepción provoca menor sensibilidad táctil y la actividad muscular masticatoria menos coordinada en restauraciones sobre implantes, haciéndolos más propensos a la sobrecarga oclusal y posible fracaso subsiguiente. Por otra parte, las anomalías oclusales pueden propiciar la actividad parafuncional o trastornos craneomandibulares. Por lo tanto la oclusión es un factor fundamental para lograr el éxito a largo plazo de los tratamientos.

Cuando se recibe un estímulo súbito e inesperado, se activan los mecanismos reflejos de protección que originan una disminución de la actividad muscular en el área del estímulo. La influencia de las condiciones oclusales en el sistema estomatognático pueden ser evaluadas mediante estudios electromiográficos. La evaluación funcional de los patrones de movimiento mandibulares y de la actividad de los músculos masticadores. Estos patrones de contracciones musculares pueden ser investigados mediante electromiografía de superficie monitorizando algunos músculos de la masticación. Estudios indican que los pacientes rehabilitados con prótesis fijas sobre implantes, presentan una función masticatoria similar a aquellos que tienen dientes naturales ^{7,8}. Esto se produce por que la conexión rígida entre el implante y el hueso permite que las transmisiones de estrés sean apreciables sobre las prótesis. Sin embargo el sistema masticatorio, tiene el potencial de crear fuerzas de largo impacto durante la masticación, de esta forma una inadecuada carga protésica puede comprometer la interfase hueso implante ^{9,10}.

Por otro lado las evidencias clínicas muestran que las prótesis fijas sobre implantes, y la interfase hueso e implante, soportan bien las fuerzas oclusales pues los pacientes con prótesis sobre implantes poseen mecanismos de compensación como mecanorreceptores que se encuentran en los tejidos mucosos, en el periostio, en los músculos y en la articulación temporomandibular.

El Sistema estomatognático es una entidad fisiológica y funcional compuesta por un conjunto de órganos y tejidos, la biología y la fisiología son interdependientes, para que exista un adecuado desarrollo tanto funcional como anatómico y la función masticatoria optima resultante, deben ser considerados dos factores: el desarrollo craneofacial y el desarrollo muscular.

Los movimientos mandibulares son el resultado de una compleja interacción de los músculos de la masticación, las articulaciones temporomandibulares y los dientes, coordinados y controlados por el sistema nervioso central.

La neuromusculatura controla los reflejos y los movimientos voluntarios de la mandíbula. La articulación temporomandibular facilita la relación de unión distal de la mandíbula con el maxilar y proporciona planos guía para el movimiento de la mandíbula hacia delante, lateralmente y hacia abajo ¹¹.

Los dientes proporcionan una relación vertical y distal estable de la mandíbula con el maxilar en virtud de la relación intercuspidea de los antagonistas, y establecen unos planos guía para los movimientos mandibulares anteriores y laterales en el recorrido mandibular durante el cual están en contacto.

La función de la neuromusculatura es óptima cuando existe armonía entre las articulaciones y los dientes, si el sistema masticatorio funciona correctamente, los músculos de la masticación actúan de forma armónica y coordinada. Esto permite obtener el máximo recorrido y rendimiento en los movimientos mandibulares voluntarios, reflejos y funcionales, tales como la masticación, la deglución, el bostezo y el habla.

Lo que más frecuentemente altera la armonía funcional del sistema, son los dientes y la neuromusculatura. La relación intercuspidea de los dientes en una relación maxilomandibular vertical y horizontal estable es indispensable para que exista armonía funcional. Los dientes pueden contactar de manera que limiten o impidan el cierre y los movimientos armónicos mandibulares.

El sistema masticatorio actúa armoniosamente en presencia de cierto grado de estrés y ante algunas disarmonías oclusales, debido a la capacidad de adaptación ante estos elementos. Sin embargo cuando esta adaptación se ve superada puede surgir un trastorno funcional neuromuscular.

Hay diferentes factores que pueden alterar dicho equilibrio, factores locales, como la pérdida de piezas dentarias, la disarmonías oclusales, iatrogénicas surgidas a consecuencia de restauraciones o prótesis inadecuadas o la disminución de la resistencia física y emocional. La implantología oral, por lo tanto, tiene que tener debidamente en cuenta las condiciones oclusales y los aspectos biomecánicos y neuromusculares de la función masticatoria.

1.1 Fisiología del sistema neuromuscular

Fibra muscular y músculo

El músculo es el efector somático universal del sistema nervioso periférico. El órgano muscular muestra una estructura fascicular y fibrilar adecuada a la función contráctil para la que está destinado. La fibra muscular constituye la unidad anatómica del músculo. Es una célula multinucleada que conserva un núcleo embriológico. Ambos extremos de las fibras, salvo variaciones especiales, quedan anclados en tendones sobre los que ejercerán tracción al acortarse. Histológicamente la fibra muscular está constituida por un protoplasma, denominado sarcoplasma, de estructura también fibrilar que contiene a lo largo varios núcleos, la membrana celular que aísla el sarcoplasma del exterior se denomina sarcolema que constituye la base bioeléctrica donde se generan y conducen los potenciales de la fibra muscular.

El sarcolema muestra una zona especializada, la placa motriz, donde se produce la sinapsis con el terminal axonal y se realiza la transmisión neuromuscular. En la membrana de la fibra muscular o sarcolema destaca un sistema tubular llamado sistema T, que penetra en el sarcoplasma de la fibra y envuelve las estructuras fibrilares, este sistema canaliza el potencial de acción que se desplaza por el sarcolema hacia las unidades fibrilares contráctiles.

Cada fibra muscular está constituida por cientos o miles de fibras llamadas miofibrillas y cada uno de estas por unos 1,500 filamentos o miofilamentos estructurados en dos tipos de proteínas: la actina y la miosina, otro componente proteico acompaña a la actina, la tropomiosina. La interdigitación de los filamentos de actina y miosina explica el carácter estriado de la fibra muscular somática, vista al microscopio. Dichas estrías constituyen las bandas denominadas A, I, H¹⁴.

Los filamentos de actina están anclados en la estructura Z que se repite periódicamente a lo largo del filamento. Cada banda Z delimita la unidad contráctil menor de la fibra muscular el sarcómero. La membrana Z es continua transversalmente entre los distintos miofilamentos. De ello resulta la alineación transversal de los distintos sarcómeros y sus respectivas bandas y el aspecto estriado de la fibra muscular.

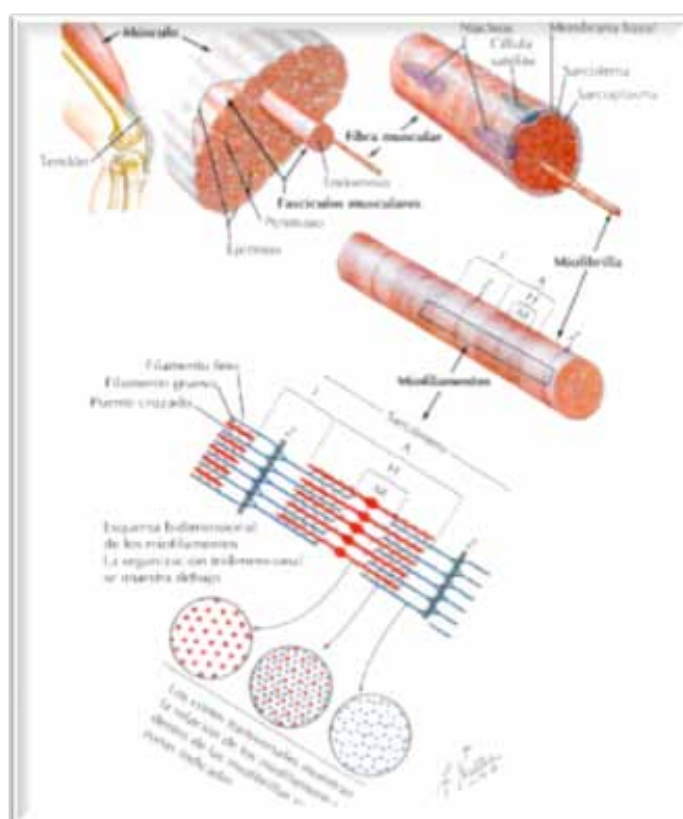


Fig.1.Organización del músculo esquelético. (Netter¹²)

El músculo esquelético está compuesto por fascículos que a su vez contienen fibras musculares multinucleadas. Esas fibras están compuestas por miofibrillas más pequeñas que contienen sarcómeros, unidades en las que el deslizamiento de los filamentos de actina y miosina originan la contracción. La organización de los sarcómeros dentro del músculo esquelético produce su aspecto estriado. La línea Z marca los límites entre dos sarcómeros. La banda I contiene solo filamentos finos de actina, que se extienden desde la línea z hacia el centro del sarcómero. Los filamentos gruesos de miosina se encuentran en la banda oscura A. En la zona H no existe superposición entre actina y miosina. La línea M se encuentra en el centro del sarcómero y es el lugar en el que los filamentos finos se unen unos a otros.

I.1.2 Potenciales Bioeléctricos

Potencial de membrana en reposo

La comunicación en el sistema nervioso requiere la generación y transmisión de impulsos eléctricos que a su vez dependen de la capacidad de las células de mantener los potenciales de membrana en reposo. El término de potencial de membrana en reposo es sinónimo de potencial en estado de equilibrio. El potencial de membrana en reposo se crea mediante difusión pasiva de iones a través de una membrana selectivamente permeable, produciendo una separación de las cargas.

Las células musculares y nerviosas, poseen una membrana semipermeable que permite el intercambio selectivo de algunas sustancias entre el interior y el exterior. Las células del organismo se encuentran rodeadas de líquidos orgánicos que constituyen soluciones conductoras, siendo los iones principales que la componen: sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloro (Cl^-), en el caso de las células neuronales y calcio (Ca^{2+}) en el caso de las musculares. Debido a la concentración de dichas soluciones, la membrana celular posee un potencial eléctrico en equilibrio (potencial de reposo de la célula) que se mantiene hasta que ocurra alguna estimulación externa sobre la misma. Es importante destacar que la célula se encuentra en reposo cuando esta polarizada.

Diferentes procesos biológicos, inducen un intercambio iónico al interior de la célula a través de la membrana semipermeable, generándose a su vez un potencial eléctrico. En el caso teórico más sencillo, si la membrana celular es permeable a solo un ion y ese ion está presente en una concentración mayor dentro de la célula que en el exterior, el ion se difundirá saliendo de la célula hasta que se establezca un potencial de membrana suficiente para oponerse al flujo neto del ion, que se interrumpirá. Por ejemplo si la membrana es permeable solo al K^+ y la concentración de K^+ intracelular es mayor que la extracelular se producirá un flujo neto de salida de K^+ dando a lugar un potencial de membrana negativo en el que el compartimiento intracelular es eléctricamente negativo en relación con el exterior de la célula.

Solo una fracción mínima de los iones se difundirá hacia el exterior de la célula sin cambios apreciables en la concentración del ion en los compartimentos, antes de que se establezca el gradiente eléctrico suficiente para oponerse a un nuevo flujo neto de salida del ion.

En esta situación se establece un potencial de membrana en reposo. Dadas las diferencias de potencial entre los dos compartimentos de dentro y fuera, el exceso de cargas positivas en el compartimento extracelular se mantiene cerca de la membrana, mientras que las cargas negativas se alinean contra la cara interna de la membrana.

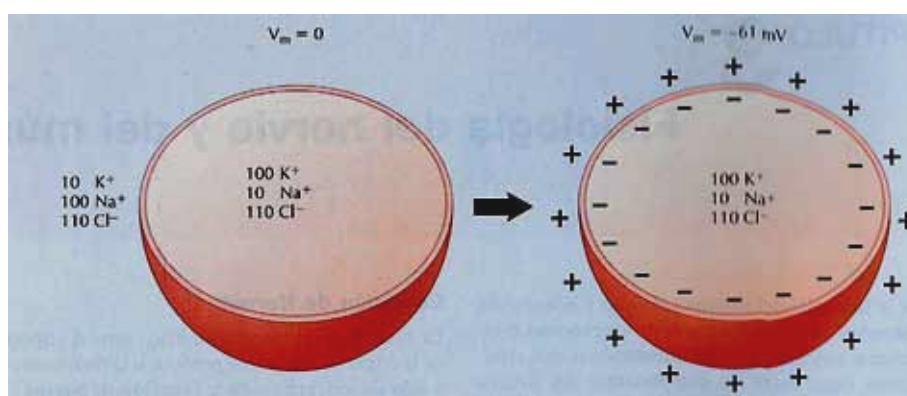


Figura 2. Potencial de membrana de una célula hipotética (Netter¹²). Cuando se introduce una célula con la concentración de iones intracelular indicada (mEq/l) en una solución con diferente concentración de iones, se produce un gradiente para la difusión de esos iones. En este ejemplo la membrana que separa los compartimentos interno y externo es permeable solo para el K^+ . Como la célula es selectivamente permeable al K^+ , comienza inmediatamente la difusión de K^+ desde el interior al exterior de la célula, con lo que se consigue una carga negativa en el interior de la membrana y una carga positiva en el exterior de la misma. Se establece un equilibrio electroquímico en el que el gradiente de difusión del K^+ se opone al gradiente eléctrico y la membrana de carga negativamente.

Potencial de acción

Un potencial de acción es una despolarización rápida que tiene lugar en una célula excitable como las neuronas y las células musculares, iniciado por un efecto eléctrico o por estimulación química, esto aumenta la permeabilidad a un ion en la membrana celular. Cuando la membrana de los músculos es excitada mediante la corriente iónica generada por los axones de las neuronas motoras, la permeabilidad selectiva cambia y permite la

entrada de iones a las células, resultando una avalancha de dichos iones al interior de la célula en un intento por restablecer el equilibrio, con lo que el potencial transmembrana resulta ligeramente positivo.

Este potencial se conoce como potencial de acción de la unidad motora y se dice que, en ese instante, las fibras musculares se encuentran despolarizadas. El proceso por el cual las mismas cambian de estado de reposo a estado de acción se denomina despolarización y es seguido por un proceso de repolarización que retorna a las fibras al estado de reposo. Algunas características más importantes de los potenciales de acción son los siguientes:

Potencial umbral, es el potencial al cual se iniciara un potencial de acción por el aumento de la conductancia de iones. El potencial umbral es consecuencia del equilibrio entre la fuga saliente de K^+ y la corriente entrante de Na^+ a través de los canales de Na^+ dependientes de voltaje. Por ejemplo una célula con un potencial de membrana en reposo de $-70mV$ podría tener un potencial umbral de $-50mV$; el potencial de acción se producirá si la célula se despolariza hasta el umbral.

Respuesta de “todo o nada” según la cual al ocurrir un estímulo en la célula por encima de un umbral mínimo de activación, el potencial será siempre el mismo independientemente del método de excitación y de su magnitud ¹⁴.

Propagación sin disminución de la señal en la cual se conducirá el potencial de acción en la superficie celular hasta los lugares adyacentes de la membrana.

Periodo refractario, que comienza con el inicio del potencial de acción y durante el cual es imposible provocar un segundo potencial de acción.

Periodo refractario relativo, después del periodo refractario absoluto, en el que se puede evocar un segundo potencial, pero con un estímulo mayor de lo normal.

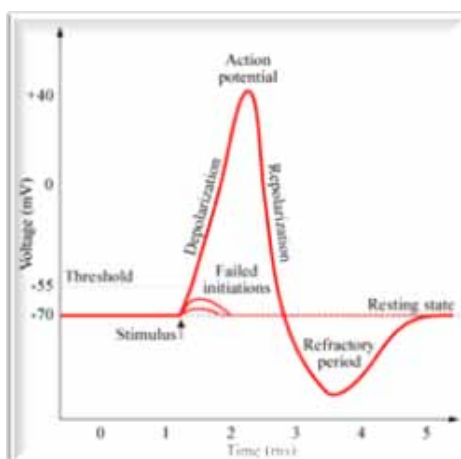


Figura 3. Transición entre el potencial de reposo y el potencial de acción

I.1.3 Contracción y relajación muscular

La teoría del filamento deslizante describe el proceso que tiene lugar en los sarcómeros y que son responsables de la contracción del músculo esquelético. El deslizamiento de los filamentos gruesos y finos intercalados es la base de la contracción. Los filamentos gruesos de los sarcómeros están formados por la proteína miosina y se anclan en la línea M, los filamentos finos están compuestos por actina, tropomiosina y troponina, y se encuentran anclados en la línea Z. Dentro del filamento fino, la actina se polimeriza para formar un filamento en hélice, la actina posee lugares de unión para la miosina siguiendo el surco de su hélice. Estos lugares están cubiertos por la proteína tropomiosina.

En el estado relajado, en el que la concentración de Ca^{2+} citoplasmática es muy baja, la unión de la miosina a la actina está bloqueada por que los lugares de unión de la miosina a la actina están cubiertos por la tropomiosina. Cuando un potencial de acción provoca la liberación de Ca^{2+} del retículo sarcoplásmico, la unión del Ca^{2+} a la troponina hace que esta se desplace dentro del surco de la hélice de actina, lo que da lugar a la exposición de los lugares de unión de la miosina y favorece la unión de sus cabezas a la actina, formando los puentes cruzados. Debido a este anclaje tiene lugar la tracción de la cabeza de la miosina, lo que acorta el sarcómero a medida que la actina y la miosina se deslizan una sobre la otra. (Fig.4)

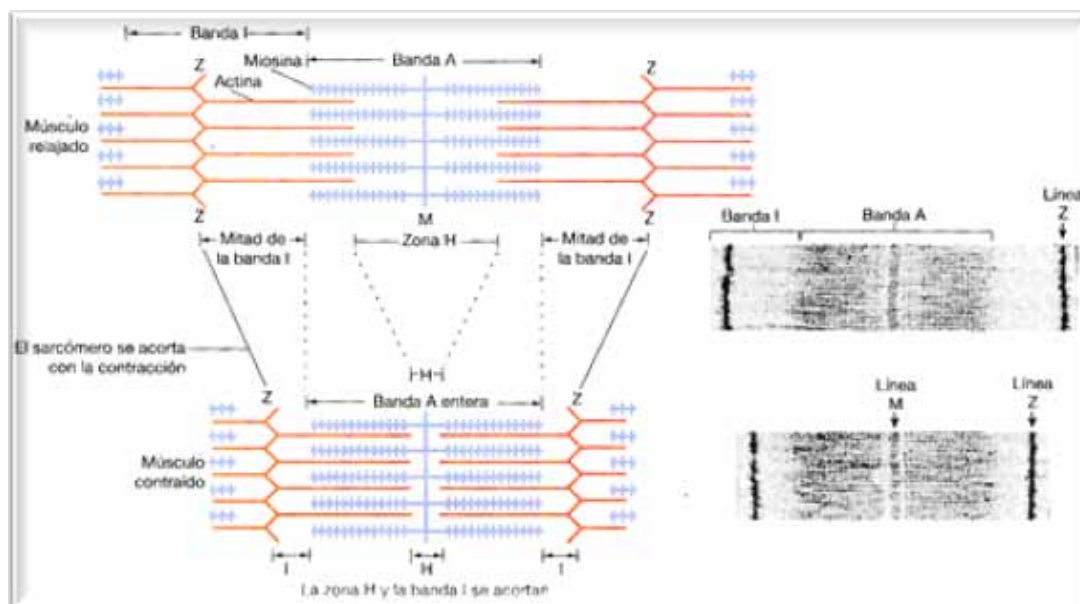


Figura 4. Contracción y relajación muscular (Silverthorn¹³). Durante la contracción del músculo, los filamentos finos de cada miofibrilla se deslizan profundamente entre los filamentos gruesos, juntando más las bandas Z y acortando los sarcómeros. La banda A mantiene la misma anchura, pero la banda I se estrecha. Las zonas H también se estrechan o desaparecen como los filamentos delgados que los cubren.

I.1.4 Inervación muscular

Cada músculo esquelético tiene una inervación sensitiva y motora. Las neuronas sensitivas o aferentes llevan la información del músculo al sistema nervioso central (SNC), tanto a la medula espinal como a los centros superiores. El tipo de información que transportan las fibras nerviosas aferentes suele proceder de las terminaciones sensitivas. Algunas terminaciones nerviosas registran sensaciones de molestia y dolor, por ejemplo cuando el músculo está fatigado o dañado. Otros proporcionan información relativa al estado de contracción o relajación del músculo. Por último, otras llevan información referente a las posiciones de los huesos y las articulaciones.

Cuando el SNC ha recibido y procesado la información sensitiva, la información reguladora vuelve a los músculos mediante las fibras nerviosas motoras o eferentes. Las neuronas eferentes inician los impulsos para la función apropiada de los músculos específicos que dará lugar a la respuesta motora deseada.

Incluyendo el sistema nervioso vegetativo, cuatro tipos de neuronas forman el substrato funcional del sistema nervioso periférico:

- a.** La neurona motora o motoneurona, ubicada en el asta anterior medular o el núcleo craneal correspondiente del tronco cerebral; su efector es el músculo y de su unión con un número determinado de fibras musculares nace el concepto de unidad motora (UM).
- b.** La neurona vegetativa preganglionar ubicada a nivel de la médula, (nivel torácico para el simpático, lumbar para el vago) y del tronco cerebral (núcleo vagal).
- c.** La neurona vegetativa postganglionar, es el efector de la anterior, y la encargada de la inervación visceral y cutánea vegetativa.
- d.** La neurona sensitiva, que instalada en el ganglio raquídeo espinal o en su equivalente craneal, extiende sus largas dendritas hasta conectar con los receptores somáticos y vegetativos, siendo sus efectores la propia neurona motora o determinadas interneuronas del sistema nervioso central.

Estas cuatro neuronas, con sus prolongaciones axonales, delimitan la vertiente motora y sensitiva del sistema nervioso periférico. Ambas vertientes, íntimamente unidas por sinapsis a nivel medular y periférico a través del músculo (efector de la motoneurona y receptor propioceptivo de la neurona sensitiva), delimitan una unidad sensitivo-motriz en la que recae toda la exploración electromiográfica.

I.1.5 Receptores Sensitivos en el sistema masticatorio

Los receptores especializados detectan estímulos de varios tipos: visuales, olfativos, gustativos, auditivos y somatosensoriales (mecánicos, térmicos, y dolorosos). La estimulación de los receptores sensoriales da lugar a la abertura o cierre de los canales iónicos y a la generación de un potencial del receptor o del generador (cambio del potencial de membrana en el receptor). Cuando se alcanza el umbral, el estímulo se convierte en una señal eléctrica y la información se transmite mediante vías aferentes al sistema nervioso central (SNC) donde se integra esa información y se transmiten las señales de vuelta hacia los sistemas efectores.

El sistema motor somático es responsable de las tareas complejas que controlan el movimiento y la postura mediante las acciones del músculo esquelético, las neuronas motoras, la médula espinal y el cerebro. Esta función se consigue mediante reflejos medulares involuntarios y la actividad muscular voluntaria y depende de la contracción y relajación coordinadas de los músculos. Los receptores sensitivos son estructuras u órganos neurológicos localizados en los tejidos que proporcionan al SNC información relativa al estado de estos tejidos. Hay receptores sensitivos especializados como por ejemplo los del dolor llamados nociceptores. Otros proporcionan información relativa a la posición y al movimiento de la mandíbula y de las estructuras orales asociadas llamados propioceptores.

La información que se recibe constantemente de estos receptores permite a la corteza y al tronco encefálico coordinar la acción de los músculos individuales o los grupos musculares con objeto que se puedan realizar movimientos muy precisos.

En el sistema masticatorio hay cuatro tipos de receptores sensitivos para controlar el estado en que se encuentran sus estructuras:

Husos musculares

Órganos especializados que se encuentran en los tejidos musculares. La mayoría de las fibras del músculo esquelético son fibras extrafusales, que están inervadas por neuronas motoras y se contraen para generar la fuerza necesaria para el movimiento y el ajuste postural, constituyen la masa del músculo.

Las fibras intrafusales son fibras musculares de segunda categoría que se encuentran específicamente dentro de los haces musculares; esos haces se distribuyen paralelamente a las fibras extrafusales y funcionan como órganos sensoriales que detectan los cambios de longitud del músculo.

Órganos tendinosos de Golgi

Son receptores de estiramiento están situados en el tendón muscular que están entre las fibras musculares y su inserción en el hueso. Anteriormente se había pensado que tenían un umbral sensitivo más alto que el de los husos musculares y que actuaban únicamente protegiendo al músculo de una tensión nociva o excesiva, actualmente se piensa que son más sensibles y que intervienen en la regulación refleja durante el funcionamiento normal. Controlan sobre todo la tensión, mientras que los husos musculares controlan la longitud del músculo.

Están dispuestos en serie con las fibras musculares extrafusales y no en paralelo como los husos musculares. Las fibras aferentes entran por la parte media del órgano y se diseminan por toda la fibra. La tensión en el tendón, estimula los receptores del órgano tendinoso de Golgi, así pues la contracción del músculo también estimula el órgano. De esta misma manera un estiramiento total del músculo crea una tensión en el tendón y estimula el órgano de Golgi.

Corpúsculos de Pacini

Son mecanorreceptores que se adaptan con rapidez para detectar la presión y la vibración. La capsula laminar de estos receptores les permite responder específicamente ante cambios rápidos y vibraciones, y frente a los cambios continuos o lentos de la presión. Se encuentran en los tendones, articulaciones, periostio, aponeurosis y tejidos subcutáneos, la presión que se ejerce en estos tejidos deforma el órgano y estimula la fibra nerviosa. Estos son órganos ovalados grandes que están formados por láminas concéntricas de tejido conjuntivo, tienen una amplia distribución y dada su frecuente localización en las estructuras articulares, se considera que fundamentalmente tienen una función de percepción del movimiento y de la presión intensa.

Nociceptores

Son nervios sensoriales con terminaciones en la piel, la córnea, el musculo, las articulaciones y las terminaciones viscerales. Varios tipos de nociceptores responden a la temperatura y a los estímulos mecánicos y químicos.

Estos receptores sensitivos son estimulados cuando se sufre una lesión y se transmite esta información al SNC por las fibras nerviosas aferentes. Los nociceptores están situados en la mayoría de los tejidos del sistema masticatorio, existen varios tipos, algunos de ellos responden únicamente a estímulos nocivos mecánicos y térmicos, otros responden ante una amplia gama de estímulos, que van desde las sensaciones táctiles hasta la lesión nociva, hay otros receptores específicos para el tacto leve o la presión. La función principal, es la de vigilancia del estado, posición y movimiento de los tejidos del sistema masticatorio, cuando se producen situaciones peligrosas, estos los transmiten al SNC en forma de sensaciones de molestia o de dolor.

El equilibrio dinámico de los músculos de la cabeza y cuello es posible a la información que proporcionan los diversos receptores sensitivos, cuando un músculo sufre una distensión pasiva, los husos musculares informan al SNC de esta actividad. Los órganos de Golgi y los husos musculares la vigilan.

El movimiento de las articulaciones y los tendones estimulan los corpúsculos de Pacini, todos los receptores sensitivos proporcionan, de manera continua información al SNC que la recibe y reacciona.

Propiocepción

La información propioceptiva se transmite de manera ascendente en la medula espinal a través de los cordones posteriores, una buena parte de la información propioceptiva va hacia el cerebelo y otras hacia la corteza. La percepción consciente de la posición de las diferentes partes del cuerpo en el espacio, en parte depende de la información proveniente de los órganos sensitivos localizados en y alrededor de las articulaciones. Los potenciales que proceden de estos órganos, de recetores táctiles de la piel y otros tejidos, así como de los husos musculares, se integran en la corteza, para producir una imagen consiente de la posición del cuerpo en el espacio.

I.1.6 Tipos de Músculos según su función

Se pueden encontrar cuatro tipos de músculos según la función que ejercen en una acción muscular determinada:

Agonistas: son los músculos que se encargan principalmente de la acción ejerciendo la fuerza en dirección al movimiento, también conocidos como músculos motores primarios.

Antagonistas: son los músculos se oponen a la acción motriz principal realizada por el agonista. La dirección de la fuerza efectuada por estos se opone a la dirección del movimiento. Los antagonistas se relajan totalmente para permitir un movimiento brusco o rápido a través de la contracción de los agonistas. Sin embargo, para que un movimiento sea lento y preciso, es necesaria la contracción simultánea de los agonistas y antagonistas.

Sinergistas: apoyan la dirección del movimiento, actuando en coordinación con otros músculos pero en una articulación distante, bien sea de forma agonista o antagonista.

Fijadores: Fijan las articulaciones para que otros músculos puedan efectuar el movimiento. Se conocen también como músculos de apoyo básico.

Tipos de contracción

Las contracciones musculares se pueden clasificar dependiendo de la variación de la longitud del músculo en el tiempo:

Isotónicas: contracciones en las que varía la longitud del músculo durante la realización del ejercicio (Fig. 5). Se subdividen a su vez en dos clases:

Excéntricas: la longitud del músculo se alarga durante la contracción.

Concéntricas: se reduce la longitud del músculo durante la contracción.

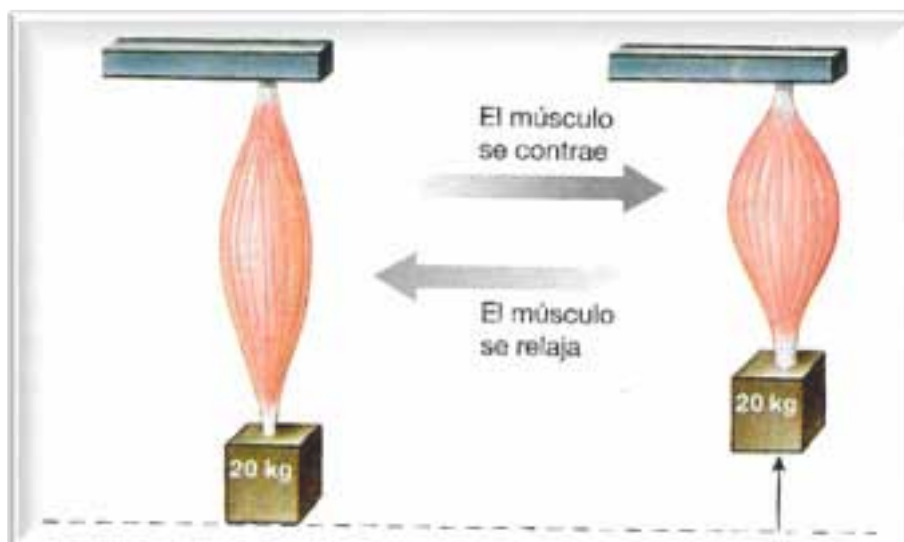


Fig. 5. Contracción isotónica: El músculo se contrae, se acorta y crea suficiente fuerza como para mover la carga (Silverthorn¹³)

Isométricas: Las contracciones que crean fuerza sin mover una carga, no varía la longitud del músculo durante la contracción (Fig. 6).

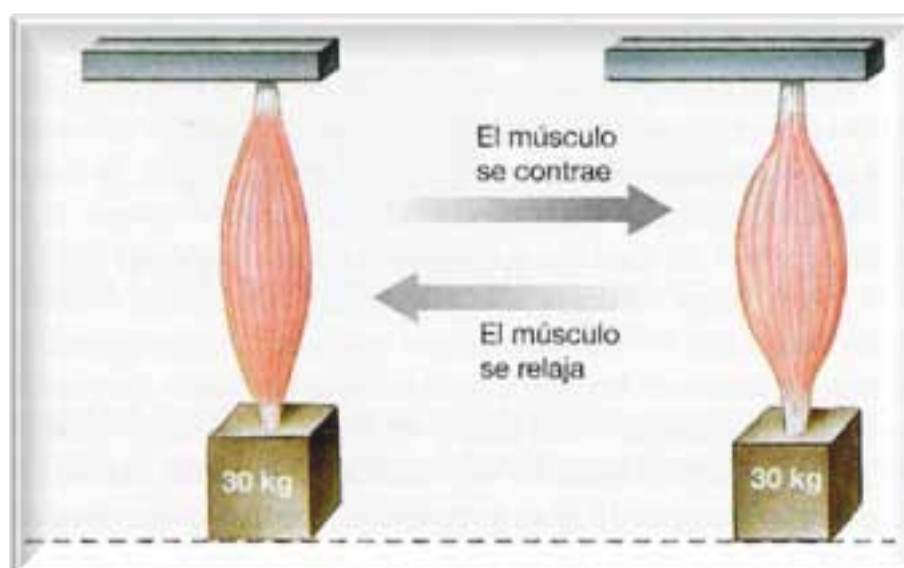


Fig. 6. Contracción isométrica: el músculo se contrae pero no se acorta, la fuerza no puede mover la carga (Silverthorn¹³)

I.2 Músculos de la masticación

La energía necesaria para mover la mandíbula y permitir el funcionamiento del sistema de masticación, está proporcionado por los músculos de la masticación, el masetero, el temporal, los músculos pterigoideos interno y externo desempeñan un papel fundamental en la función masticatoria, imprimen a la mandíbula los movimientos de elevación, propulsión, lateralidad o diducción.

Los músculos temporal, masetero y el pterigoideo interno son elevadores, se dice que en los movimientos de abatimiento de la mandíbula, el cóndilo se dirige hacia delante y hacia abajo, la contracción de los haces posteriores del temporal, contribuyen en gran medida a asegurar el retorno del cóndilo hacia atrás. La contracción de un solo pterigoideo externo produce un movimiento de lateralidad o diducción según el cual uno de los cóndilos pivota, mientras que el otro se dirige hacia delante. La contracción simultánea de los pterigoideos externos determina la propulsión por la cual la mandíbula se coloca anterior al maxilar.

I.2.1 Músculo Temporal

Este es un músculo plano, largo y radiado que ocupa la fosa temporal, desde donde sus fascículos convergen hacia la apófisis coronoides de la mandíbula. Ocupa toda la fosa temporal, salvo del canal retromalar, donde el borde anterior del músculo temporal está separado de la pared ósea por una masa de tejido adiposo.

Todas las inserciones del temporal se realizan por implantación directa de las fibras carnosas, salvo en la cresta esfenotemporal, donde el músculo se inserta también mediante cortos haces tendinosos unidos a los del pterigoideo externo.

Desde estos orígenes, las fibras se dirigen convergiendo hacia la apófisis coronoides. Las fibras anteriores descienden casi verticalmente, las medias son oblicuas hacia abajo y hacia delante, las posteriores se deslizan casi horizontalmente en el canal del segmento

basal de la apófisis cigomática. Después se reflejan sobre la extremidad anterior de este canal y llegan al borde posterior de la apófisis coronoides mediante un trayecto oblicuo hacia delante y hacia abajo.

Las fibras carnosas terminan en las dos caras de una lámina tendinosa de inserción, que se extiende muy arriba en el espesor del músculo.

Las fibras nacidas de la fosa temporal se insertan en toda la extensión de la cara profunda de esta lámina. Las fibras que proceden de la aponeurosis temporal se fijan en su cara superficial, cubriendo solamente la parte superior de la aponeurosis de inserción. Esta aponeurosis, que es ancha y delgada superiormente, se desprende de la masa carnosa y se extiende hacia abajo en la cara superficial del temporal.

La aponeurosis tendinosa se retrae y aumenta progresivamente de grosor de arriba hacia abajo. Finalmente se transforma en un tendón terminal grueso, que se inserta en la apófisis coronoides.

Hacia delante, la inserción coronoidea ocupa toda la longitud del borde anterior de la apófisis coronoides y se prolonga por dos haces tendinosos en los dos labios del canal anterior de la rama ascendente; hacia atrás, la inserción se extiende en todo el borde posterior de la apófisis coronoides; hacia fuera el tendón se inserta solamente en la parte superior de la cara externa de la apófisis coronoides.

Las inserciones son tendinosas en el vértice, la cara externa, los bordes y la parte de la cara medial próxima a estos bordes; son carnosas o se efectúan mediante fibras tendinosas muy cortas, por detrás de la cresta temporal. El músculo temporal está cubierto por una aponeurosis gruesa y resistente de color blanco azulado el cual tiene inserciones cigomáticas y temporales¹⁵.

Inervación: Nervios temporales profundos del nervio mandibular, división del nervio trigémino.

Función: El músculo temporal permite masticar con fuerza y además retrae la mandíbula simultáneamente gracias a sus fibras horizontales. Su tono permanente impide la caída de la mandíbula por efecto de la fuerza de gravedad.

Eleva la mandíbula, realiza el desplazamiento anterior de la mandíbula: protrusión (fibras verticales que limitan con la órbita)

Retracción de la mandíbula: retrusión (fibras horizontales, situadas encima de la oreja)

Sinergistas	Antagonistas
Elevación de la mandíbula Masetero Pterigoideo medial	M.digástrico M. milohioideo M. genihioideo M. pterigoideo lateral
Protrusión (fibras verticales que limitan con la órbita) M. Pterigoideo lateral M. Pterigoideo medial M. masetero:porción superficial	Musculatura del hueso hioides M. masetero:porción profunda M. temporal (fibras horizontales)
Retrusión (fibras horizontales, situadas encima de la oreja) Musculatura del hueso hioides	M. pterigoideo lateral M. pterigoideo medial M. masetero:porción superficial M. temporal (fibras verticales)



Fig. 7. Musculo Temporal ¹⁷: es un músculo de cierre. La orientación de sus fibras musculares sugiere que el músculo participa en la elevación de la mandíbula, en su retrusión y en su desplazamiento lateral con distinta participación de las diferentes partes del músculo en cada movimiento.

I.2.2 Músculo Masetero

Este es un músculo corto y grueso, de forma rectangular, alargado de arriba hacia abajo y se extiende desde el arco cigomático a la cara externa de la rama ascendente de la mandíbula, en este músculo se distinguen tres haces: superficial, medio y profundo.

El haz superficial, nace por una gruesa lamina tendinosa de los tres cuartos anteriores del borde inferior del arco cigomático. Esta inserción llega, por delante del ángulo inferior del hueso malar a la parte inmediata de la pirámide del maxilar, los haces carnosos se desprenden de la cara profunda de la aponeurosis tendinosa, se dirigen oblicuamente hacia abajo y hacia atrás y terminan sobre el ángulo, el borde inferior y la parte inferior de la cara externa de la rama mandibular. Unos se implantan directamente en el maxilar y otros se insertan, por mediación de láminas tendinosas, en las crestas oblicuas de la cara externa del ángulo de la mandíbula.

El haz medio, está cubierto en gran parte por el haz superficial. Se inserta mediante fibras carnosas y haces tendinosos en toda la extensión del borde inferior del arco cigomático. Las fibras musculares descienden verticalmente, lo cual la diferencia del haz superficial, terminan a la vez por laminas tendinosas delgadas y por la implantación de fibras carnosas en la cara externa de la rama ascendente de la mandíbula, por arriba de la inserción del haz superficial.

El haz profundo, más delgado que los anteriores que la cubren, nace por fibras carnosas de la cara interna del arco cigomático y de la parte próxima de la cara profunda de la aponeurosis temporal. Los haces musculares se dirigen oblicuamente hacia abajo y hacia adentro y terminan por delgados fascículos tendinosos en la cara externa de la apófisis coronoides, por arriba de la inserción del haz medio del masetero e inmediatamente por debajo del tendón del temporal.

El masetero está cubierto por una aponeurosis delgada y resistente, insertada por arriba en el arco cigomático, por debajo en el borde inferior del maxilar, por detrás en el borde posterior maxilar y por delante en el borde anterior de la apófisis coronoides y de la rama ascendente mandibular.

Inervación: Nervio maseterino rama del trigémino.

Funciones: El musculo masetero cierra con fuerza la mandíbula. Además de esto con su porción superficial puede desplazar la mandíbula hacia delante. Elevación de la mandíbula, desplazamiento anterior de la mandíbula: protrusión (porción superficial)

Sinergistas	Antagonistas
Elevación de la mandíbula M.temporal M. pterigoideo medial	M. digástrico M. milohiideo M. genihioideo M. Pterigoideo lateral
Protrusión (porción superficial) M. pterigoideo medial M. Pterigoideo lateral M.temporal (fibras verticales)	M. temporal (fibras horizontales) M. masetero, porción profunda Musculatura del hueso hioides.

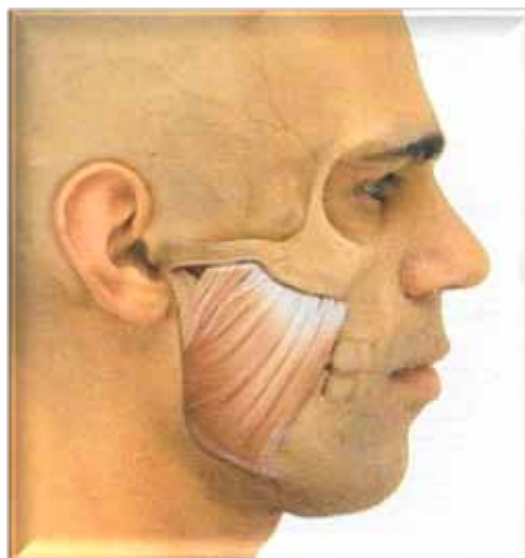


Fig. 8. Musculo masetero ¹⁷ potente elevador de la mandíbula. La porción superficial tracciona la mandíbula hacia arriba y hacia delante, mientras que las fibras profundas la arrastran hacia arriba y ligeramente atrás.

I.2.3 Músculo Pterigoideo externo (Lateral)

Este músculo es corto, grueso y aplanado transversalmente, y está situado en la región pterigomaxilar, va desde la apófisis pterigoides al cuello del cóndilo mandibular. Este músculo se inserta hacia delante por dos cabezas una superior o esfenoidal y otra inferior o pterigoidea.

Fascículo Esfenoidal: 1) nace de la parte horizontal de la cara externa del ala mayor del esfenoides, comprendida entre el ala externa de la apófisis pterigoides y la cresta esfenotemporal, 2) de la cresta esfenotemporal la inserción en esta cresta se realiza mediante haces tendinosos cortos unidos a los del temporal, 3) nace del tercio o cuarto superior de la cara externa de la apófisis pterigoides.

Fascículo pterigoideo: 1) se inserta en los tres cuartos o los dos tercios inferiores de la cara externa del ala externa de la apófisis pterigoides, 2) en la cara externa de la apófisis piramidal del palatino, comprendida entre el ala externa de la apófisis pterigoides y la tuberosidad del maxilar. 3) en la parte adyacente de esta tuberosidad estas inserciones se realizan mediante fibras carnosas y fibras tendinosas cortas.

Los dos haces del pterigoideo externo se dirigen, convergiendo, hacia atrás y hacia fuera, hacia la articulación temporomandibular, el haz esfenoidal es casi horizontal y el haz pterigoideo es oblicuo hacia arriba, hacia atrás y hacia fuera. Están separados por un intersticio celular por el cual pasa en la mitad de los casos la arteria maxilar interna. Los dos cuerpos carnosos se confunden y terminan simultáneamente por fibras tendinosas cortas y pequeños fascículos tendinosos en el borde anterior del fibrocartílago articular y en la fosita anterointerna del cuello del cóndilo mandibular.

Este musculo llega a la mandíbula proveniente desde la parte anterior y puede desplazar hacia delante tanto la mandíbula como el disco articular de la articulación temporomandibular. Musculo esencial para la apertura de la mandíbula.

Inervación: Nervio pterigoideo rama del nervio trigémino

Función. Desplazamiento anterior (Protrusión) y lateralidad de la mandíbula

Sinergistas	Antagonistas
Protrusión M. pterigoideo lateral M. pterigoideo medial M. masetero, porción superficial M. temporal, fibras verticales	M. temporal , fibras horizontales M. masetero, porción profunda



Fig. 9. Musculo pterigoideo externo ¹⁷ Ambos haces funcionan recíprocamente durante los movimientos verticales y horizontales de la mandíbula, funcionan a la vez para realizar la protrusión.

I.2.4 Músculo Pterigoideo interno (medial)

Este es un músculo grueso, de forma cuadrilátera, situado por dentro del pterigoideo externo y extendido oblicuamente desde la fosa pterigoidea a la cara medial del ángulo de la mandíbula.

Este músculo se inserta en toda la superficie de la fosa pterigoidea, excepto en la fosita escafoidea. Nace de la cara interna del ala pterigoidea externa de la parte anterior del ala interna, lamina medial y del fondo de la fosa pterigoidea y de la cara posterior de la apófisis piramidal del palatino. Nace también de la cara externa de esta misma apófisis y de la parte adyacente de la tuberosidad del maxilar, anterolateralmente a las inserciones del pterigoideo externo. El cuerpo carnoso, oblicuo hacia abajo, hacia atrás y hacia afuera termina en el ángulo interno del ángulo de la mandíbula y de su rama ascendente, en la parte vecina a este ángulo. Las inserciones maxilares de este musculo se hacen a la vez por fibras carnosas y por las láminas tendinosas análogas a las del haz superficial del masetero. Los dos pterigoideos están separados entre sí por una lámina fibrosa llamada interptergoidea, que está situada entre los mismos, es de forma cuadrilátera y su borde superior se inserta en los dos labios de la fisura timpanoescamosa, de la prolongación petrosa. Su borde inferior se fija sobre la mandíbula inmediatamente por arriba a las inserciones del músculo pterigoideo interno y también de la espina de Spix. Su borde posterior es libre y limita con el cuello mandibular.

El musculo pterigoideo medial cierra con fuerza la mandíbula y la desplaza ligeramente hacia delante.

Inervación: nervio pterigoideo interno rama del nervio trigémino

Función Elevación de la mandíbula y desplazamiento anterior de la mandíbula: protrusión.

Sinergistas	Antagonistas
Elevación de la mandíbula M. temporal M. masetero	M. digástrico M. milohioideo M. genihibioideo M. pterigoideo lateral
Protrusión M. pterigoideo lateral M. masetero, porción superficial M. temporal , fibras verticales	M. temporal, fibras horizontales

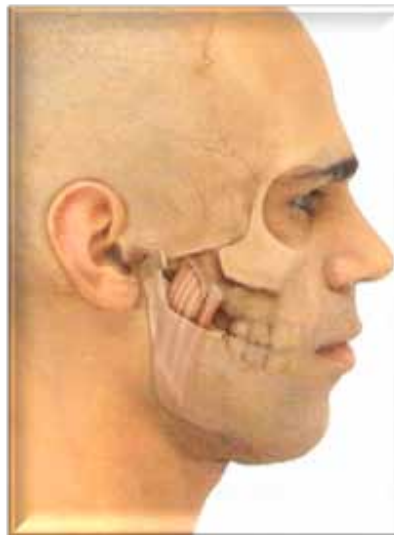


Fig. 10. Musculo pterigoideo interno ¹⁷, estrecho colaborador del masetero formando con él una lanzada muscular que rodea el borde inferior de la mandíbula Es un músculo especialmente activo cuando los dientes se acercan a la oclusión.

I.2.5 Músculo Digástrico

Se divide en dos porciones o cuerpos, el cuerpo posterior tiene su origen en la escotadura mastoidea, sus fibras transcurren hacia adelante y hacia abajo hasta el tendón intermedio en el hueso hioides. El cuerpo anterior se origina en la fosa sobre la superficie lingual de la mandíbula, encima del borde inferior y cerca de la línea media, y sus fibras transcurren hacia abajo y hacia atrás hasta insertarse en el mismo tendón al que va a parar el cuerpo posterior.

Cuando los músculos digástricos derechos e izquierdos, se contraen y el hueso hioides está fijado por los músculos suprahioides e infrahioides, la mandíbula desciende y es traccionada hacia atrás y los dientes se separan. Cuando la mandíbula está estable, los músculos digástricos y los músculos suprahioides e infrahioides elevan el hueso hioides, lo cual es necesario para la deglución.

El digástrico es uno de los músculos que hacen descender la mandíbula y elevan el hueso hioides, los músculos suprahioides e infrahioides desempeñan un importante papel en la coordinación de la función mandibular.

La orientación de las fibras del vientre anterior sugiere un papel en la retrusión y en la apertura mandibular, mientras que las del vientre posterior intervienen en la elevación del hueso hioides. Cuando el hioides es fijado por los músculos supra e infrahioides, si los músculos digástricos se contraen bilateralmente, la mandíbula desciende y es traccionada hacia atrás.

Si la mandíbula está estable, cuando los músculos digástricos y los supra e infrahioides elevan el hueso hioides ocurrirá la deglución.

Inervación: nervio trigémino, nervio facial.

Función: depresor de la mandíbula, eleva el hueso hioides.



Fig11. Musculo digástrico. Vista lateroinferior (Netter¹²)

I.3 Función del Sistema masticatorio

Las principales funciones son: la masticación, la deglución y el habla, todos los movimientos funcionales son fenómenos neuromusculares. Los estímulos sensitivos procedentes de las estructuras procedentes del sistema masticatorio, como lo son el ligamento periodontal, labios, lengua, mejillas etc., son recibidos e integrados en el generador de patrones central con las reacciones reflejas existentes y con los programas musculares aprendidos, con el objeto de obtener la acción deseada.

Masticación

Esta es una actividad funcional que en general es automática y casi involuntaria, es la acción de aplastar, triturar y fragmentar los alimentos, en la fase inicial de la digestión, los alimentos son fragmentados, para su fácil deglución. La masticación puede tener un efecto relajante, puesto que reduce el tono muscular y las actividades nerviosas. Es una función compleja en la que además de estar involucrados los dientes, los músculos y las estructuras periodontales, también intervienen los labios, las mejillas, el paladar y las glándulas salivales.

Los movimientos mandibulares se encuentran bajo control voluntario, esta información puede ser contrastada a nivel consciente, de esta manera la actividad motora puede llevarse a cabo a través de las vías eferentes motoras y de las motoneuronas. Los movimientos voluntarios y reflejos pueden ser sucesivos.

Movimiento de rotación

En el sistema masticatorio, la rotación se da cuando la boca se abre y se cierra alrededor de un punto o eje fijo situado en los cóndilos, los dientes pueden separarse y luego juntarse sin ningún cambio de posición de los cóndilos. En la ATM, la rotación se realiza mediante un movimiento dentro de la cavidad inferior de la articulación, es un movimiento entre la superficie superior del cóndilo y la superficie inferior del disco articular.

Este movimiento puede producirse en tres planos de referencia: horizontal, frontal (vertical) y sagital, en cada plano la rotación se realiza alrededor de un punto, llamado eje de rotación.

Eje de rotación horizontal

Es un movimiento mandibular de apertura y cierre, llamado movimiento de bisagra y el eje horizontal alrededor del que se realiza se le llama eje de bisagra. En el movimiento de bisagra es un movimiento de rotación puro, en todos los demás movimientos, la rotación alrededor del eje está acompañada de una traslación de este. Cuando los cóndilos se encuentran en su posición más alta en las fosas articulares y la boca se abre con una rotación pura, el eje alrededor del cual se produce el movimiento se denomina eje de bisagra terminal.

Eje de rotación frontal (vertical)

Se lleva a cabo cuando un cóndilo se desplaza de atrás a adelante y sale de la posición de bisagra terminal mientras el eje vertical del cóndilo opuesto se mantiene en su posición de bisagra terminal, debido a la inclinación de la eminencia articular este movimiento es aislado y no se lleva a cabo de forma natural.

Movimiento de traslación

Es un movimiento en que cada punto del objeto en movimiento simultáneamente tiene la misma velocidad y dirección. Este se da cuando la mandíbula se desplaza de atrás adelante, como ocurre en la protrusión. Los dientes, los cóndilos y las ramas se desplazan en la misma dirección y en un mismo grado. La traslación se lleva a cabo dentro de la cavidad superior de la articulación, entre las superficies superior del disco articular e inferior de la fosa articular, ósea entre el complejo disco-cóndilo y la fosa articular.

Durante la mayoría de los movimientos normales de la mandíbula, simultáneamente se produce una rotación y una traslación, es decir mientras la mandíbula está girando sobre una o varios de los ejes, cada uno de éstos está sufriendo una traslación, modificando su orientación en el espacio.

Eje de rotación sagital

EL movimiento mandibular alrededor del eje sagital se realiza cuando un cóndilo se desplaza de arriba abajo mientras el otro se encuentra en posición de bisagra terminal. Los ligamentos y musculatura de la ATM impiden un desplazamiento inferior al cóndilo, (luxación), por lo tanto este movimiento no es natural.

Actividad refleja Sistemas sensitivomotores

La actividad refleja tiene lugar en forma de arcos reflejos simples compuestos por neuronas aferentes o sensitivas, neuronas eferentes o motoras e interneuronas. Son sistemas sensitivomotores, la acción conjunta de múltiples sistemas sensitivomotores da lugar a la función refleja.

Reflejo de elongación (tono muscular)

Es el mecanismo básico del tono muscular y la propiocepción. Los husos musculares constituyen sistemas receptores situados en las fibras musculares. Cuando el músculo es elongado o estirado, la estimulación de estos receptores provoca la contracción muscular mediante un arco reflejo simple. El tono muscular es la resistencia pasiva a la elongación muscular y comprende la capacidad elástica del músculo y el reflejo de elongación. El reflejo inverso de la elongación es la relajación muscular, la inervación recíproca es un mecanismo reflejo que coordina la contracción de los músculos agonistas al mismo tiempo que la relajación de los antagonistas.

Tono muscular

Es la resistencia del músculo al estiramiento, si se corta un nervio motor de un músculo, este ofrece muy poca resistencia o se dice que este está flácido. Un músculo Hipertónico (espástico) es aquel cuya resistencia al estiramiento es alta debido a los reflejos por distensión hiperactivos. Los músculos son hipotónicos cuando la tasa de descarga eferente es baja, e hipertónicos cuando es alta.

Reflejo de bloqueo

Es un reflejo polisináptico típico que ocurre como respuesta a una estimulación nociva y dolorosa de la piel o tejidos subcutáneos y músculo. La respuesta es la contracción en flexión muscular y la inhibición de los músculos extensores, de tal forma que la parte estimulada se encuentra en bloqueo del estímulo. Las respuestas flexoras pueden producirse por la estimulación inocua de la piel o por el estiramiento del músculo, pero las respuestas flexoras con bloqueo solo se inician por estímulos que son nocivos o potencialmente dañinos. Estos estímulos son llamados como estímulos nociceptivos. Los reflejos de bloqueo son prepotentes, es decir, anteceden a cualquier otra actividad refleja que se esté llevando a cabo en las vías espinales en ese momento.

Actividad refleja

Existen dos tipos la innata y la adquirida, los reflejos condicionados requieren aprendizaje, aparecen como una adaptación de la función refleja instintiva en respuesta a los cambios en la dentición, la erupción dentaria, la pérdida de piezas dentarias, la colocación de prótesis o restauraciones pueden provocar dicha adaptación. El desarrollo de tales reflejos condicionados depende del mantenimiento del feedback sensitivo que parte de las estructuras orales este refuerzo de los receptores sensitivos orales facilita el mecanismo de adaptación.

Las discrepancias oclusales y los cambios en la oclusión condicionan los movimientos reflejos, estos patrones anormales de movimiento son inconscientes y no suelen producir alteraciones en el tono muscular de reposo. Cuando dicha adaptación fracasa se observa hipertonía muscular residual y una disarmonía funcional conduciendo a la disfuncional de la articulación temporomandibular.

La armonía funcional de los sistemas reflejos del movimiento mandibular depende de la función integradora de los múltiples sistemas sensitivomotores. Esto está sujeto a las variaciones dentarias y a las reacciones adversas de la tensión emocional, puede existir una adaptación a las disarmonías oclusales mediante la adaptación de patrones condicionados.

Disarmonía oclusal

La disarmonía oclusal consiste en contactos oclusales discordantes con la armonía articular y neuromuscular produciendo desarmonía física, funcional y de adaptación. El movimiento mandibular está relacionado con los contactos dentarios y estos contactos deberán estar en armonía con dichos movimientos.

Factores de la oclusión

Son los distintos factores que influyen en la naturaleza de los contactos dentarios posteriores durante los movimientos mandibulares, en estos se incluyen: la guía condilea, el movimiento de Bennet, el plano oclusal, la curva de Spee, la curva de Wilson, la morfología oclusal de los dientes posteriores, la guía incisal y la distancia intercondílea. La masticación y la deglución son las dos actividades funcionales que implican contacto dentario. En la deglución la mandíbula se dirige contra el maxilar, en la masticación se produce una serie de ciclos de mordeduras.

Movimientos Mandibulares

Cuando los dientes no entran en contacto, los movimientos de la mandíbula están guiados por las superficies articulares y por los mecanismos neuromusculares propioceptivos. Cuando la mandíbula está en movimiento y los dientes en contacto, las caras oclusales de estos guían los movimientos de la mandíbula.

Los movimientos mandibulares pueden ser realizados de forma voluntaria bajo el control directo y consciente de la corteza cerebral. Algunos movimientos mandibulares relacionados con actividades funcionales específicas como la masticación pueden llevarse a cabo de forma refleja e inconsciente. Estos movimientos pueden ser reflejos instintivos o adquiridos, para desempeñar esta actividad refleja o voluntaria los centros motores requieren información sensorial que es recibida a nivel de los receptores sensitivos periféricos situados en el ligamento periodontal, fibras musculares, estructuras de la ATM, ligamentos, tendones y mucosa.

Estos recogen gran cantidad de información, que es transmitida a los centros nerviosos por las vías neuronales eferentes, esta información captada y transmitida por estos receptores son:

- Grado y dirección de la presión sobre los dientes
- Velocidad y grado de contracción muscular
- Longitud de los músculos
- Grado de estiramiento muscular, tendinoso y ligamentoso
- Posición en el espacio de los elementos móviles y fijos
- Relación de las articulaciones de la fosa condílea en movimiento
- Consistencia, forma y sabor de cuerpos extraños en la cavidad oral.

I.4 CLASIFICACIÓN DE ARCADAS PARCIALMENTE DESDENTADAS

Existen varios sistemas de clasificación para agrupar diversos patrones de ausencias dentarias parciales. Sin embargo, el sistema de clasificación de Kennedy es el más ampliamente usado. Por esta razón, la clasificación de Kennedy para crestas parcialmente desdentadas será utilizada en este estudio.

El tratamiento de las ausencias dentarias comprende diferentes tipos de prótesis, cuyo objetivo es el de la restauración de todas las funciones orales^{18,19}.

Clasificación de Kennedy

El método de clasificación de Kennedy fue propuesto originalmente por el DR. Edward Kennedy en 1925, en donde intenta agrupar las arcadas parcialmente desdentadas para que se pueda establecer unos principios que faciliten el diseño de cada situación.

Kennedy dividió las arcadas parcialmente desdentadas en cuatro tipos básicos en las que añadió modificaciones, las áreas desdentadas, que presentaban alguna diferencia con las clases básicas^{20, 21, 22,23}.

Clase I. Áreas edéntulas bilaterales posteriores a los dientes naturales.

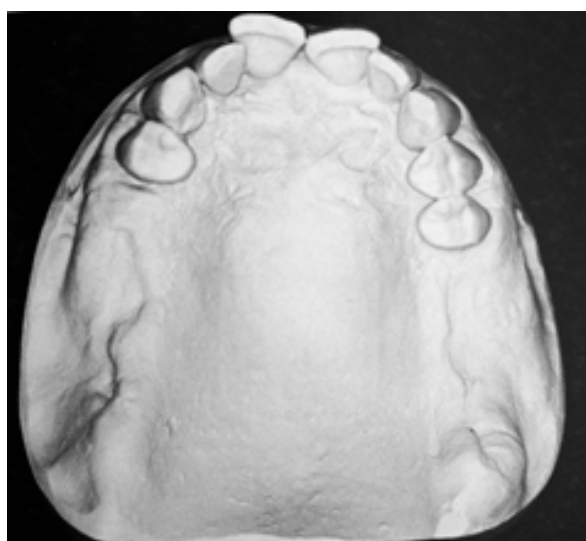


Fig. 12. Arcada maxilar de clase I de Kennedy²³

Clase II. Área edéntula unilateral posterior a los dientes naturales remanentes.



Fig13. Arcada mandibular clase II de Kenedy ²³

Clase III. Área edéntula unilateral con dientes naturales remanentes delante y detrás del área edéntula.

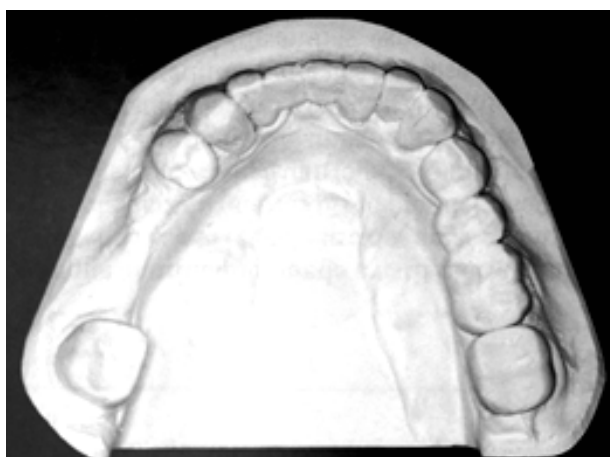


Fig. 14. Arcada mandibular de Clase III de Kennedy ²³

Clase IV. Área edéntula única bilateral, que atraviesa la línea media, anterior a los dientes naturales remanentes.



Fig. 15. Arcada maxilar de Clase IV de Kennedy ²³

Esta clasificación permite visualizar inmediatamente la arcada parcialmente desdentada y distingue fácilmente las prótesis dentosoportadas de las dentomucosoportadas.

Al perder un diente, se produce una pérdida del volumen de la cresta residual tanto en anchura como en altura, estos cambios anatómicos presentan un desafío para la construcción de prótesis, tanto implanto-soportadas como de las dentaduras parciales removibles.

La ausencia dentaria parcial puede ser tratada por una variedad de procedimientos para mejorar la función, la estética, la fonética y, por tanto, la satisfacción del paciente y su calidad de vida. Entre las opciones protésicas usadas para tratar la desdentación parcial son las prótesis fijas parciales (PPF), las prótesis parciales removibles (PPR), y las prótesis implanto-soportadas. (PPFI) ^{24, 25, 26}.

En diferentes estudios se observa que la pérdida de dientes es mayor en la zona molar mandibular y maxilar ²⁷. Charyeva OO y cols realizaron un centenar de registros de

pacientes, junto con radiografías panorámicas. Los diferentes tipos de desdentación parcial se agruparon en cuatro clases de Kennedy. El tipo más frecuente de edentulismo parcial en esta muestra era la clasificación de Kennedy tipo III, tanto en el maxilar (50,0%) y la mandíbula (41,1%) y que fueron tratados en su mayoría prótesis parciales fijas (PPF). La clase Kennedy IV fue la menos frecuente (7,1% en el maxilar y del 5,6% en la mandíbula) y en la mayoría de los casos fueron tratados con prótesis parciales removibles (PPR) en ambas zonas²⁸.

En otro estudio Niarchou AP y cols, investigaron el patrón del desdentado parcial. Se estudiaron a quinientos cincuenta y tres pacientes, entre 42 y 81 años de edad, en su mayoría varones. En este estudio se observó que la Clase I de Kennedy fue el tipo de edentulismo más común siendo en la zona mandibular donde más frecuentemente se encontraba (70%) en comparación con la zona maxilar (50,5%)²⁹.

Las prótesis parciales removibles no están ancladas rígidamente a los dientes, el control de los movimientos cuando están sometidas a cargas funcionales es esencial para impedir el desplazamiento. Las consecuencias que tiene el movimiento de la prótesis cuando está sometida a presión se deben a que la fuerza se aplica sobre los dientes y los tejidos que están en contacto con la dentadura. Es importante que este esfuerzo no exceda el nivel de tolerancia fisiológica, que es el índice de estímulo mecánico que puede resistir un sistema sin desorganizarse ni padecer consecuencias traumáticas.

Las prótesis inducen un estrés a los tejidos equivalente a la fuerza aplicada a lo largo del área de contacto con los dientes y los tejidos. El mismo estrés actúa produciendo tensión en los tejidos de soporte que se traduce en una carga de desplazamiento en los dientes y en los tejidos. La forma en la que actúa este fenómeno mecánico dentro del entorno biológico es único para cada paciente y se puede cuantificar en términos de biomecánica: al diseñar las dentaduras parciales removibles hay que conseguir y mantener la estabilidad siguiendo unos principios biomecánicos para cada boca.

El diseño de las prótesis parciales removibles tiene como objetivo confeccionar prótesis que puedan entrar y salir de la boca y por tanto no pueden estar conectadas rígidamente a los dientes o a los tejidos. Esto hace que puedan sufrir movimientos durante las cargas funcionales, como la masticación.

En un estudio publicado por Hummel SK, y cols³⁰ determinaron la prevalencia y calidad de las prótesis parciales removibles (PPR) mediante la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de la población estadounidense que se obtuvieron a partir del conjunto de datos NHANES III (1988-1994).

Se evaluaron cinco criterios: la integridad, el desgaste de los dientes, la presencia de material temporal rebasado o adhesivo, la estabilidad y la retención.

Se examinaron 17.884 adultos que se sometieron a un examen dental, 1303 sujetos presentaban PPR. La mayor parte de las prótesis examinadas (65%) tenían al menos 1 defecto. La falta de estabilidad fue el defecto más frecuente. No se observaron diferencias en el tipo y la prevalencia de los defectos entre la mandíbula y el maxilar. Las PPR mandibulares tuvieron más problemas relacionados con la retención, mientras que PPR maxilares presentaron más problemas relacionados con la presencia de material de rebasado y a defectos de integridad. Los defectos de desgaste del diente se asociaron con la edad del paciente ($P < 0,0001$). Sólo un tercio de las PPR se consideraron satisfactorias según los criterios NHANES III. En este estudio se concluyó que, a pesar de una disminución en la pérdida de dientes, las PPR todavía se utilizan en todos los grupos de edad, incluidos los adultos jóvenes. Y que estas prótesis presentaban un gran número de defectos.

Por tal motivo es de suma importancia conocer los posibles movimientos que se pueden producir para obtener un diseño adecuado para controlarlos.

1.5 ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía consiste en la evaluación clínica y electrofisiológica del sistema neuromuscular (sistema nervioso periférico, unión neuromuscular y músculos esqueléticos). Mediante el registro de los potenciales generados en el sistema nervioso periférico, es decir, en la fibra nerviosa y/o muscular. La electromiografía tiene un papel esencial en la evaluación de los pacientes con trastornos del sistema neuromuscular^{31, 32,33}.

Antecedentes históricos

En el año 1791, el profesor Galvani de la universidad de Bolonia estableció la relación entre la estimulación de un nervio y la contracción muscular a través de sus experimentos con ranas¹⁴. Interpreto que la electricidad se generaba y canalizaba en el tejido nervioso y propuso el termino de electricidad animal”.Duchenne de Boulogne neurólogo Francés demostró en 1833 que el músculo puede estimularse de forma percutánea y reconoció las posibilidades terapéuticas del procedimiento, realizo un avance sustancial en la ciencia de la electrofisiología muscular.

Posteriormente en 1858, Remark descubrió que esos puntos del músculo más fácilmente estimulables correspondían a las zonas de entrada del nervio en el músculo: los puntos motores.

El neurólogo alemán Wilhelm Heinrich Erb, introdujo en 1868 el método de electrodiagnóstico de estimulación mediante corrientes galvánicas y farádicas, y describió los puntos de estimulación eléctrica conocidos como “puntos de Erb”. Este neurólogo continuó con el trabajo de Duchenne en el desarrollo de la electroterapia.

DuBois-Reymond fue el primero en registrar potenciales de acción generados en el músculo. Así mismo Von Helmholtz en los estudios de conducción nerviosa, fue el primero en medir la velocidad de conducción de los nervios, en el año 1870 en el nervio mediano del ser humano.

El concepto de unidad motora fue ideado en el año 1925, por Liddell y Sherrington contribución de suma importancia a la fisiología. Uno de los avances más decisivos en la Electromiografía fue realizado por Adrián y Bronk en 1929 al introducir y desarrollar el uso de la aguja coaxial, lo que permitió por primera vez el registro de potenciales de unidad motora. También fueron los primeros en utilizar un altavoz para escuchar los sonidos generados por la actividad muscular. Las aportaciones de estos autores junto con el desarrollo del osciloscopio de rayos catódicos en 1930 y la invención de los amplificadores diferenciales en 1934, supusieron el establecimiento de la denominada Electromiografía de detección o Electromiografía coaxial, o de aguja ⁴⁹.

La utilización y desarrollo de la EMG en la segunda guerra mundial supuso un gran avance, debido al gran número de lesiones nerviosas periféricas que se producían. En Gran Bretaña se formó un grupo de trabajo presidido por Riddoch el cual publicó un manual de exploración de lesiones nerviosas periféricas ¹⁴ que ha sido utilizado por varias generaciones de neurólogos. Del mismo grupo surgieron numerosos trabajos entre los que destaca Weddell profesor de anatomía de Oxford en colaboración con Feinstein y Pattle, publicaron en 1944 sobre “la actividad eléctrica del músculo en el hombre en condiciones normales y patológicas.”

Posteriormente, en 1948, Holdes, Larrabee y German fueron los primeros en realizar estudios de conducción motora en pacientes con enfermedades neurológicas. Dawson y Scout, en 1949, realizaron los primeros estudios de conducción sensitiva. A partir de entonces quedó establecida la utilización de la electromiografía en la práctica clínica habitual ⁴⁹.

Todas estas investigaciones y técnicas se iniciaron en el campo de la neurología y la neurocirugía, que posteriormente se ampliaron a otras especialidades incluida la estomatología, con el objetivo de evaluar el funcionamiento del aparato estomatognático. El primer estudio relacionado en este campo fue introducido por R.E. Moyers en 1949 que estudio los patrones musculares en pacientes con maloclusiones clase II ³⁴.

I.5.1 Aplicación clínica de la electromiografía

En la actualidad, las pruebas electrofisiológicas como la electromiografía (EMG) de aguja posibilita el registro directo y preciso de la actividad eléctrica del músculo estudiado, tanto en reposo como en contracción máxima. El estudio mediante agujas utiliza electrodos que se insertan en los músculos a estudiar, y aporta información del funcionamiento integral de todo el sistema motor: motoneurona, unión neuromuscular y músculo, proporcionando registros de gran calidad y especificidad que permiten el estudio de las características de los potenciales de unidad motora. Es un procedimiento muy efectivo para identificar diferentes enfermedades neurológicas que pueden afectar a cualquier componente de la unidad motora: motoneurona alfa, axón y todas las fibras musculares que ella inerva y que, por lo tanto, van a ser activadas casi simultáneamente ³⁵.

Otra técnica de registro de la actividad eléctrica del músculo es la electromiografía de superficie (EMGS), que ofrece otras ventajas y aplicaciones, tanto en investigación como en la práctica clínica.

En la EMGS se colocan los electrodos en la piel que recubre los músculos, exploran un área mayor del mismo, registran los cambios en la actividad eléctrica muscular durante el movimiento aquellas acciones que requieren un esfuerzo de carácter postural, como el reposo.

Los registros son el resultado de las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares, como consecuencia de la despolarización de las membranas celulares durante la contracción muscular. De esta manera se evalúa el patrón de contracción y los cambios de amplitud ³⁵.

Se parte de la base de que la activación muscular implica:

- Una difusión iónica previa dentro del musculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico se detecta mediante los electrodos de EMG.
- Una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse.

La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye:

- Determinar, en cada instante, si el músculo está activo o inactivo.
- Saber qué grado de actividad muestra durante los periodos en que se halla activo.
- Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular) (Widmalm y Ericksson)

Utilidades de la EMGS

La electromiografía nos permite el registro de la actividad muscular

- El tiempo de activación del músculo, su inicio y final en relación a la posición articular.
- El grado de actividad muscular, que refleja el nivel de esfuerzo muscular pero que no debe confundirse con el nivel de fuerza muscular, ya que la señal eléctrica detectada está en función de la concentración iónica existente en el músculo.
- La EMGS nos facilita tareas como la de definir la participación muscular en un determinada acción u observar la activación de la musculatura de un segmento en respuesta a la movilización de otros segmentos.
- La EMGS orienta sobre los tiempos de activación y la coordinación intermuscular.
- Evalúa la fatiga

En acciones prolongadas tienen lugar una serie de cambios electrofisiológicos ligados a la aparición de un proceso de fatiga, que se traducen en modificaciones observables en los trazados electromiográficos.

-Valoración de la actividad muscular durante un proceso diagnóstico y/o terapéutico

La EMGS puede ser muy útil en la valoración inicial y durante un tratamiento o proceso de recuperación. El grado de activación muscular, la observación de la coordinación muscular o de la relación agonista-antagonista son fenómenos que se pueden ver alterados en situaciones patológicas y de los que se busca restaurar la normalidad.

-Facilitar técnicas de miofeedback

La EMGS es un instrumento esencial en esta técnica, aplicable cuando es necesaria una reeducación postural. La señal electromiográfica proporciona información al paciente y al terapeuta sobre los momentos de activación de los músculos a los cuales va dirigido el tratamiento. En el ámbito de la rehabilitación, la EMGS puede suponer una herramienta útil en el trabajo de propiocepción.

La evaluación electromiográfica ha venido siendo utilizada por diferentes autores en las últimas décadas no solo para el conocimiento de la dinámica mandibular^{46,47}, como estudios centrados en la actividad de reposo⁴⁸, actividad en el esfuerzo máximo, balance muscular y simetría muscular; sino también para el conocimiento de las alteraciones que producen numerosos síndromes cráneo mandibular de origen muscular^{49,50} como la hiper o hipoactividad muscular, actividad muscular refleja o actividad parafuncional.

1.5.2 Instrumentación en electromiografía

Los equipos para la realización de electromiografía y potenciales evocados son aparatos de alto rendimiento que registran, procesan, y exhiben potenciales bioeléctricos de amplitud extremadamente baja. Este es un procedimiento en donde intervienen secuencialmente diversas partes de un sistema: las señales bioeléctricas son registradas inicialmente por electrodos y transmitidas por los cables del mismo a amplificadores; durante o después de la amplificación se realiza un proceso de depuración o filtrado de la señal y su conversión de analógica a digital para su representación visual y estudio, finalmente se puede realizar representación gráfica y almacenamiento en memoria de los registros¹⁴.

La calidad de cualquier registro electrofisiológico se puede medir por el cociente/ruido. El ruido se refiere generalmente a los potenciales generados por cualquier dispositivo electrónico. Por otra parte el término interferencia representa los potenciales eléctricos no deseados. De esta manera se definen a los dos como ruido.

En el estudio electromiográfico es deseable que el cociente señal/ruido sea controlado al máximo lo cual se consigue de diversas maneras: reduciendo al mínimo el nivel del ruido mediante el diseño de una sala de registro donde el ruido ambiente sea bajo, utilizando buenas técnicas de registro y ajustando los parámetros del equipo de electromiografía para atenuarlo, sin que afecte perceptiblemente la obtención de la señal.

Electrodos

Los electrodos son elementos que captan la señal bioeléctrica para transmitirla al equipo, existen dos clases de electrodos: de superficie y de inserción o aguja. Existen varios tipos de tamaños u formas de cada uno de ellos, que se emplearan según la técnica a realizar.

Entre los electrodos de superficie, los hay discoidales, en placa, en anilla, en barra, autoadhesivos etc. Entre los de aguja: monopolares, bipolares concéntricos o coaxiales.

En toda la exploración se disponen de tres electrodos: uno activo que recibe la señal, otro referencial que actúa como punto comparativo diferencial y otro llamado electrodo de tierra, que sirve como punto de referencia de voltaje cero para los amplificadores. Sin importar el tipo y el uso, todos los electrodos registran el potencial deseado y el ruido ambiente.

Un modelo eléctrico simple de un electrodo consiste en una fuente de voltaje conectada con la impedancia. El voltaje representa la señal, y el ruido y la impedancia representan el contacto entre el electrodo y el generador de la actividad eléctrica. Una impedancia baja implica un buen contacto con ruido bajo. En registros clínicos, se procura reducir la impedancia del electrodo. Los electrodos intramusculares de aguja están en contacto directo con los fluidos corporales y por tanto tienen impedancia baja. La impedancia de los electrodos de superficie es mucho más alta. Esto se reduce utilizando buenas técnicas de uso del electrodo. Primero se limpia la superficie de la piel, para eliminar restos de lociones, aceites, etc. Después se utiliza un gel de limpieza para quitar la capa de células muertas de la superficie de la piel y finalmente se utiliza un gel electrolítico antes de que se coloque el electrodo para procurar una baja resistencia entre los fluidos corporales y el electrodo de registro.

Cables

Son elementos conductores que sirven de unión entre el electrodo y el amplificador del equipo. Además de establecer el acoplamiento, los cables también se comportan como antenas registrando el ruido ambiente presente en forma de radiación electromagnética emitida por una variedad de otros dispositivos. Por lo tanto todo aparato eléctrico cercano deberá evitarse. El ruido registrado por los cables es reducido principalmente acortando la longitud de los mismos.

Amplificador

Un potencial sensorial del nervio de algunos microvoltios de amplitud es magnificado a varios cientos de milivoltios antes de ser procesado y mostrado. Al mismo tiempo, el amplificador debe suprimir el ruido ambiente de alta amplitud. La amplificación selectiva de los potenciales electrofisiológicos es lograda utilizando un amplificador diferencial. Este requiere tres entradas: activo, referencia y tierra. En el estudio electrofisiológico, los electrodos activo y de referencia registran diferentes potenciales su diferencia es magnificada por el amplificador. En contraste la alta amplitud del ruido es igual en ambas entradas del amplificador. La diferencia de las señales de ruido en las entradas activa y de referencia es de cero. Sin importar el amplificador, no será visto en la salida. Esto permite que el amplificador diferencial amplifique los potenciales electrofisiológicos pequeños selectivamente, mientras que suprime el ruido de fondo. Sin embargo en la práctica los amplificadores también amplifican la señal que es común en la entrada activa y en la de referencia es decir el ruido ¹⁴.

El ruido es igual en ambos electrodos, sin embargo la impedancia de cada electrodo puede ser diferente por lo tanto el ruido en las entradas del amplificador no se cancelaría. Pudiendo aparecer como señal diferenciada, y se vería con alta amplitud en la salida del amplificador. Por lo tanto se debe conseguir una impedancia similar en todos los electrodos, por lo tanto los electrodos deben de ser de longitud similar y deben de estar cerca uno del otro, este acercamiento dará el mismo ruido en todas las entradas del amplificador.

Filtros

Los filtros son circuitos usados para condicionar señales, cualquier señal se puede construir como suma de ondas de diversas amplitudes. Cuando la señal pasa a través del circuito del filtro, algunas de las frecuencias serán atenuadas, siendo la señal en la salida del filtro deficiente en estos componentes, los filtros condicionan las señales y pueden cambiar la forma de onda de los potenciales esto afectara a las medidas de la señal. Por lo tanto es importante entender la relación entre los ajustes del filtro y las señales de electromiografía.

Conversión de señal analógica a digital

El cociente de señal/ruido también se puede mejorar usando técnicas de proceso de la señal numérica. Es el llamado convertidor de analógico al digital. El convertidor de analógico al digital mide la amplitud de la señal a intervalos regulares. La señal es reconstruida conectando estas medidas de cada intervalo usando líneas rectas. Esta señal numérica se exhibe en un monitor. El intervalo entre medidas afectara la calidad de las grabaciones digitales de la electromiografía, por lo que ajustes incorrectos de esta unidad podrían dar lugar a la distorsión de la señal y a erróneas interpretaciones de las mismas.

II. Planteamiento del problema, Justificación, Hipótesis y Objetivos

II.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los implantes oseointegrados son actualmente otra alternativa más, para aquellos pacientes que han perdido uno o más dientes, la integración del implante con el tejido está dado por un contacto directo entre el hueso y la superficie del implante, produciendo una anquilosis del mismo. Este contacto directo entre el hueso y el implante, carece de ligamento periodontal, así como de los receptores que en él se encuentran que proporcionan sensaciones de posición, movimiento, carga, tacto, dolor, presión etc³⁶.

Los pacientes con ausencias dentarias que son tratados con prótesis fijas implantosoportadas han perdido estos mecanismos sensitivos que provienen del ligamento, y que regulan los mecanismos protectores, generadores de fuerza.

Existen evidencias que los pacientes rehabilitados con prótesis fijas sobre implantes tienen una función masticatoria parecida a aquellos pacientes con dientes naturales (Haraldson T y cols^{37, 39, 40,41}) debido a la conexión rígida entre el implante y el hueso. Sin embargo el sistema masticatorio es capaz de producir fuerzas de gran impacto durante su función. Una inadecuada carga en las prótesis sobre implantes, pueden comprometer la integridad de la interfase entre hueso e implante.

Hay una clara necesidad de evaluar e identificar los cambios que se producen con la pérdida de piezas dentarias así como de sus posteriores rehabilitaciones.

La función táctil de los dientes o de los implantes, puede ser determinada por la detección de fuerzas fisiológicas pasivas o activas. Usando este acercamiento se puede cuestionar, ¿qué umbral de sensibilidad es mayor? el de los implantes dentales o el de los dientes.

Estos tratamientos ¿pueden tener repercusión no solo en los tejidos que rodean al implante sino en todo el sistema neuromuscular? debido a la generación de fuerzas excesivas causado por una sensibilidad táctil disminuida en las zonas de los implantes.

¿Se presentan cambios o modificaciones en el patrón masticatorio tras la colocación de las prótesis en dichos pacientes?

II.2 JUSTIFICACIÓN

La electromiografía permite registrar datos de la actividad eléctrica de los músculos en forma, reproducible y objetiva³⁸. La actividad muscular puede estudiarse asociada a la función mandibular y a la oclusión dentaria. La actividad muscular se estudia no sólo en función de la fuerza de contracción, sino también en función de la frecuencia de contracciones. Esta última es quizá la valoración más importante ya que un músculo fatigado, una disminución en la frecuencia de contracciones puede ser producida por una inadecuada irrigación, déficit de energía y acumulación de productos del catabolismo celular, disminuyendo su capacidad de rendimiento, predisponiendo al paciente al dolor y disfunción miofascial.

La evaluación electromiográfica se realiza para el conocimiento de la dinámica mandibular, la actividad de reposo, la actividad en el esfuerzo máximo, el balance muscular y simetría muscular; la electromiografía permite determinar si la función muscular es normal o no, sino también para el conocimiento de las alteraciones que producen numerosos síndromes cráneo mandibular de origen muscular como la hiper o hipoactividad muscular, actividad muscular refleja o actividad parafuncional.

En la práctica profesional odontológica la rehabilitación oral es un desafío permanente, rehabilitar la oclusión de un paciente con músculos en un estado de hipertonicidad o de fatiga, perpetúa la patología existente. La EMG añade una nueva dimensión al tratamiento, tanto de los pacientes odontológicos sintomáticos como asintomáticos, de esta manera se puede garantizar resultados previsibles y fisiológicos.

II.3 HIPÓTESIS

Los hallazgos de actividad electromiográfica, reflejaran aspectos fisiológicos diferentes dependiendo del tipo de prótesis mediante la cual se rehabilita a un sujeto.

Se pretende descartar la hipótesis nula en la que en pacientes rehabilitados con prótesis parciales fijas sobre implantes existe una mayor actividad electromiográfica de los músculos masticatorios en comparación cuando son rehabilitados con prótesis parciales removibles.

III.4 OBJETIVOS

1. Evaluar los niveles de actividad electromiográfica de los músculos temporal anterior y posterior, la porción superficial del masetero y el vientre anterior del musculo digástrico entre sujetos rehabilitados con prótesis parciales unilaterales fijas sobre implantes y prótesis parciales removibles mediante pruebas estáticas y dinámicas.
2. Comparar la actividad electromiográfica que se produce cuando se utiliza una prótesis removible y una prótesis fija sobre implantes.
3. Analizar y comparar los niveles de actividad eléctrica del lado rehabilitado con respecto al no rehabilitado con el fin de establecer si existen cambios relacionados con las nuevas rehabilitaciones.
4. Evaluar si los patrones electromiográficos obtenidos están relacionados con la edad.

III.MATERIAL Y MÉTODO

Este apartado se ha dividido de la siguiente manera:

- ▶ Diseño de estudio
- ▶ Descripción Población de estudio
- ▶ Características de la muestra
- ▶ Examen clínico
- ▶ Estudio Electromiográfico
- ▶ Análisis de datos

III.1. DISEÑO DE ESTUDIO

Estudio transversal, comparativo en el que se valorara de un grupo experimental y control simultáneamente, diferentes variables clínicas, y electromiográficas. Se valoraran las diferencias entre las variables estudiadas antes y después de la rehabilitación protésica.

III.2. DESCRIPCIÓN DE LA POBLACIÓN DE ESTUDIO

En este estudio intentamos identificar los cambios Electromiográficos que pudieran presentar los individuos tras la colocación de prótesis parciales removibles y prótesis parciales fijas sobre implantes.

Se seleccionó una muestra de 30 sujetos de raza caucásica entre los pacientes procedentes del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de odontología de la Universidad Complutense de Madrid, que fueron remitidos del servicio de cirugía tras la colocación de implantes dentales, para su posterior rehabilitación protésica, entre los cursos académicos de 2008-2013.

III. 3. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

La muestra está constituida por un grupo de 30 individuos con ausencias dentarias clase II o clase III según la clasificación de Kennedy para desdentados parciales²³. Este grupo será el grupo de estudio y el grupo control simultáneamente, el cual se dividió en dos subgrupos.

Cabe señalar que el estudio se desarrolló en dos fases.

La primera fase se llevó a cabo cuando los individuos de la muestra fueron rehabilitados inicialmente con prótesis parciales removibles y se hizo el primer registro electromiográfico con dichas prótesis que fueron utilizadas durante el periodo de confección de la restauración definitiva.

La segunda fase se realizó cuando los sujetos fueron rehabilitados definitivamente con prótesis fija sobre implantes y se realizó el segundo registro electromiográfico con el segundo tipo de prótesis.

Grupo1. Prótesis removable: conformado por 30 sujetos con ausencias dentarias clase II o Clase III que serán rehabilitados con prótesis parciales removibles.

Grupo2. Prótesis fija: formado por los 30 sujetos, rehabilitados con prótesis fijas parciales sobre implantes osteointegrados.

Todos los sujetos fueron informados de la finalidad del estudio y su utilidad. Se les explicó el tipo de exploraciones y pruebas que se les realizaría antes y después de la rehabilitación de la prótesis removibles y sobre implantes. Para participar voluntariamente se les proporcionó un consentimiento informado donde se detallaba el tipo de estudio, su finalidad y los procedimientos a realizar.

El estudio se realizó bajo el dictamen favorable del comité ético de investigación clínica del Hospital clínico de San Carlos, Área 7. Madrid. (ANEXO 1)

III.3.1. SELECCIÓN Y TAMAÑO DE LA MUESTRA

Los sujetos que participaron en nuestro estudio fueron remitidos del departamento de cirugía tras la colocación de implantes dentales y una vez pasado el periodo de oseointegración. Se seleccionaron a los sujetos del estudio mediante la integración secuencial de casos, una vez realizada la historia médica y dental se eligieron 30 sujetos que cumplieron los criterios de inclusión y exclusión implementados para el estudio.

III.3.2. Criterios de inclusión

Se aplicaron dichos criterios para que los individuos que cumplieran con estas características pudieran ser integrados a dicho estudio, todos reunieron las siguientes características:

- A. Sujetos parcialmente desdentados que presentaban clase II o clase III de la clasificación según Kennedy para desdentados parciales, que serían rehabilitados con prótesis fija implanto-soportada.
- B. Arcada antagonista con dientes naturales o prótesis fija convencional, que no presentara ningún otro implante dental.

III.3.3. Criterios de Exclusión

Se excluyeron del estudio aquellos sujetos que presentaban alguna de las siguientes condiciones, por las posibles implicaciones en la influencia en los resultados de las pruebas.

- A. Enfermedades sistémicas que comprometan el sistema músculo esquelético
- B. Pacientes con antecedentes de Disfunción temporomandibular
- C. Uso de medicamentos con acción en el sistema músculo esquelético.
- D. Desórdenes neurológicos
- E. Patología articular

III.4. HISTORIA CLÍNICA

A todos los sujetos se les realizó una historia clínica que constó de dos partes: una general y otra bucodental. En las cuales se realizaron preguntas estandarizadas a cada sujeto, sobre su estado general y su historial dental.

a. Historia general

Se realizaron preguntas estandarizadas referentes al estado de salud en general como alteraciones musculares, enfermedades sistémicas, enfermedades metabólicas, antecedentes de traumatismos o cualquier otra situación que pudiera influir o condicionar el estudio.

b. Historia bucodental:

Se preguntó la causa de la pérdida dental, el tiempo que llevaba sin restaurar así como los hábitos higiénicos y dietéticos del paciente, se revisaron los antecedentes infecciosos o traumáticos y se evaluó la presencia de dolor orofacial y / o dental.

III.4.1. Examen extraoral

Se evaluó la cara frontalmente, para evaluar posibles asimetrías, o aumento de volumen de alguna zona. Se realizó la palpación bilateral del músculo masetero, músculo temporal y el músculo digástrico (zona anterior), informando a los pacientes que indicaran si presentaban dolor o sensibilidad al momento de la exploración. De esta manera se evaluó el volumen y tonicidad muscular. De la misma manera se evaluó la articulación temporomandibular si existía presencia de dolor, chasquidos o sonidos articulares durante la apertura y cierre bucal.

III.4.2. Examen Intraoral:

Se realizó una exploración intraoral, para evaluar el estado de salud de la cavidad oral, si existía patología dentaria o periodontal o si se tendría que realizar algún otro tratamiento previo a la colocación de la prótesis sobre implantes. Se valoraron diferentes factores, como el número de piezas dentarias ausentes, los tipos de restauraciones existentes, si había presencia o ausencia de caries, facetas de desgaste, enfermedad periodontal, anomalías de tamaño, forma y color, dolor, sensibilidad y movilidad dental así como la evaluación de la higiene.

III.4.3. Fase Protésica

a. Prótesis parcial removible

En esta fase se realizan las prótesis correspondientes para la realización del estudio, primero se confecciona la prótesis parcial removible mediante la toma de la impresión de alginato (Cavex CA37®) tomada con unas cubetas estándar (ASA). La impresión debe quedar centrada y sin defectos en el material para su posterior vaciado con escayola tipo piedra (Kerr Hawe Vel-Mix Stone®).

Se emplea un arco facial para la transferencia craneomaxilar del modelo superior al articulador. La posición de trabajo del articulador es de ITC=40° (inclinación de la trayectoria condílea) y AB=20° (ángulo de Bennett).

El modelo inferior se monta en relación céntrica con la toma de tres registros de cera Miltex (Moyco®) x-hard en boca. Posteriormente se comprueba el correcto montaje con los registros de cera sobrantes y con la técnica de la base partida. Se realiza mediante el montaje de modelos de trabajo en un articulador semiajustable (Dentatus®). (Figura 16) Posteriormente se envía a laboratorio para la confección de la prótesis parcial removible para su confección.

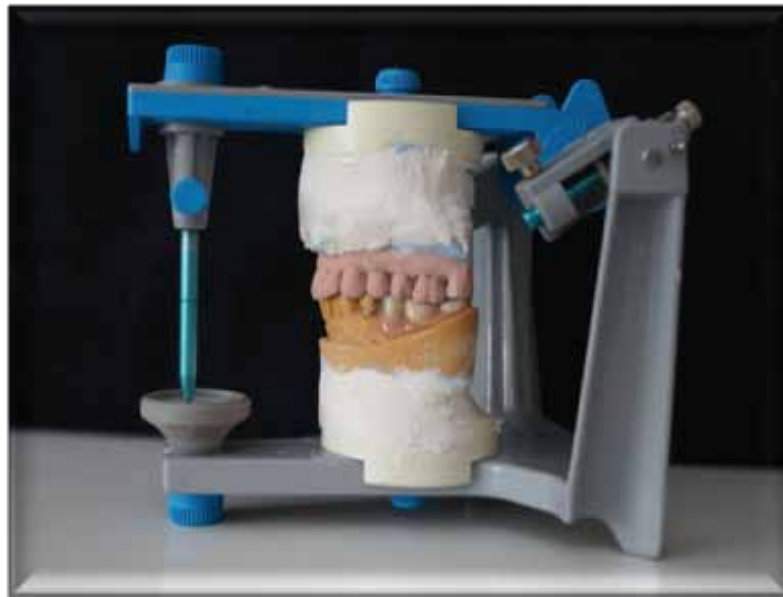


Fig. 16. Prótesis parcial removible en articulador semiajustable

Una vez pasado el periodo de confección de la prótesis parcial removible en el laboratorio, se coloca y se comprueba, la retención, el ajuste a las estructuras dentales, la presencia y ausencia de movilidad, realizándose el ajuste correspondiente. Una vez verificado lo anterior, se realizara el primer registro electromiográfico un mes después de la colocación de la prótesis parcial removible, durante este tiempo y hasta que el paciente sea rehabilitado con la prótesis definitiva el sujeto utilizara la prótesis parcial removible a modo de prótesis provisional. (Fig.17)



Fig. 17. Prótesis parcial removible en boca

Prótesis parcial fija sobre implantes

En esta segunda fase se confeccionan las prótesis parciales fijas sobre implantes. Se realiza la impresión definitiva con técnica de arrastre de las cofias de transferencia con silicona de adición (Express™ 2 de 3M ESPE®) y cubeta estándar de plástico perforadas debe quedar centrada y sin defectos en el material para su posterior vaciado con escayola tipo IV, se obtiene un modelo de tejidos blandos. (Fig18).

Se emplea un arco facial para la transferencia craneomaxilar del modelo superior al articulador. La posición de trabajo del articulador es de ITC=40° (inclinación de la trayectoria condílea) y AB=20° (ángulo de Bennett). El modelo inferior se monta en relación céntrica con la toma de tres registros de cera Moyco en boca. Posteriormente se comprueba el correcto montaje con los registros de cera sobrantes y con la técnica de la base partida. Se realiza mediante el montaje de modelos de trabajo en un articulador semiajustable (Dentatus®).

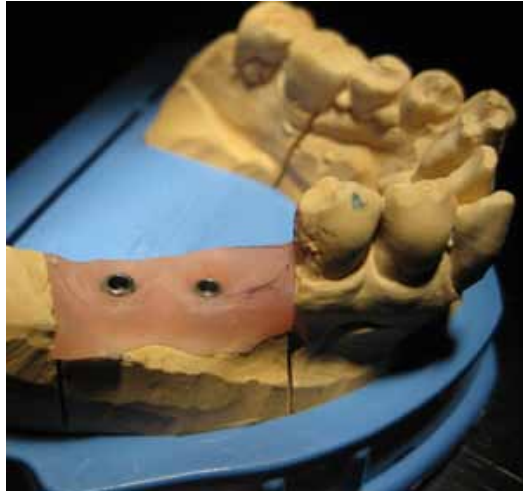


Fig. 18. Modelo de trabajo con tejidos blandos

Tras la toma de impresiones, se realizan las verificaciones correspondientes para la confección de las prótesis fijas sobre implantes: prueba de pilares, estructura y cerámica. (Fig19)



Fig.19. Modelo con prótesis metal cerámica sobre implantes

Tras la realización de las pruebas se coloca la prótesis fija sobre implantes (Fig. 20). El segundo registro electromiográfico se hace pasado tres meses tras la colocación de la rehabilitación.



Fig.20. Colocación de pilares para prótesis cementada



Fig. 21. Colocación de prótesis metal - cerámica

III.5. REGISTROS ELECTROMIOGRAFICOS

La mayoría del desarrollo de la EMGs se ha producido a nivel local, lo que da como resultado metodologías diferentes entre los diferentes laboratorios de investigación clínica. Este hecho dificultó el crecimiento de EMGs como herramienta bien aceptada por los usuarios clínicos, se requirió el esfuerzo de normalización para que los resultados fueran comparables y de esta manera crear un gran cuerpo común de conocimientos sobre el uso de la EMGs en sus múltiples campos de aplicación.

La iniciativa europea, electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM), se inició en 1996 con este objetivo. El objetivo principal era crear consenso sobre los elementos clave^{50,57} (sensores, la colocación de sensores, procesamiento de señales, y la modelización) para permitir el intercambio de datos y resultados obtenidos con EMGs.

Parameter	Recommended Value or Condition
<i>Electrodes (bipolar montage)</i>	
Electrode size	Diameter <10 mm
Interelectrode distance (IED)	<20 mm, or $<\frac{1}{2}$ the muscle length, whichever is smaller
Electrode location	Between the most distal innervation zone and the distal tendon. Between the most proximal innervation zone and the proximal tendon; not over an innervation zone
Reference electrode location	Wrist, ankle, processus spinosus of C7, or other electrically inactive area
<i>Amplifier</i>	
High-pass filter (low-frequency cutoff)	
For EMG spectral analysis	<10 Hz
For movement analysis only	~20 Hz
Low-pass filter (high-frequency cutoff)	
For general applications	~500 Hz (sampling frequency >1000 samples/s)
For special wideband applications	~1000 Hz (sampling frequency >2000 samples/s)
Input referred voltage noise level	<1 μV_{RMS} (in the 10–500 Hz bandwidth)
Input referred current noise level	<10 pA _{RMS} (in the 10–500 Hz bandwidth)
Input impedance	>100 M Ω (for conventional electrodes)
	>1000 M Ω (for pasteless "dry" pin electrodes)
Gain	Suitable to bring the signal into the input range of the A/D converter with desired input resolution
<i>Sampler and A/D converter</i>	
Sampling frequency	>1000 samples/s (general applications)
	>2000 samples/s (wideband applications)
n bits of A/D	12 (requires amplifier with variable gain)
	16 (fixed gain amplifiers may be used)

Fig. 22. Resumen de las recomendaciones de SENIAM⁵⁸

III.5.1. ELECTROMIÓGRAFO

Los registros electromiográficos fueron realizados en el servicio de electromiografía de la Facultad Complutense de Madrid. Dicho estudio neuromuscular se realizó con un electromiógrafo marca Myotronics K6-I Diagnostic System®. (Myotronics Research, Inc. Seattle, Wa) El cual es un sistema informático integrado, que consta de un electromiógrafo (EM2), un Kinesiografo (K6), un electrosonografo (ESG), conectados a un ordenador IBM PC 386 con un programa de software versión 2.11.

El electromiografo está compuesto por los electrodos, el amplificador, filtro, tubo de rayos catódicos y el altavoz.

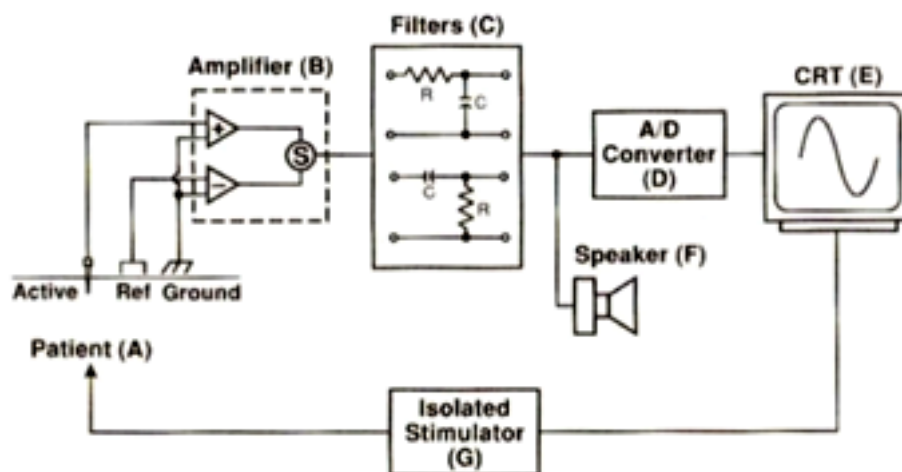


Fig. 23 Esquema de un electromiógrafo ⁵⁸

Al ser una señal de muy baja intensidad y además mezclada con otras señales no deseadas, habrá que realizar siempre una amplificación y filtrado, para posteriormente llevar a cabo la cuantificación de la señal ^{59,60}. El K6-i Myotronics, entonces, amplifica, filtra, rectifica y digitaliza la señal obtenida.

Las características técnicas del amplificador diferencial son ^{61,64}:

- Modo de rechazo común (CMRR): 90 dB (superior a 100.000:1). ^{62,63}
- Impedancia de entrada: 12 M Ω
- Espectro de amplitudes (pico a pico): 0-1000 μ V
- Espectro de frecuencias: 25-500 Hz ^{63,75,65,54}
- Factor de amplificación: 13000
- Relación de señal ruido: < 2 μ V

Se rectifica la señal a media onda y se digitaliza con un conversor A/D de 16 bits ^{62,63,65}.

La señal es entonces transferida y almacenada en un ordenador para su posterior análisis. El programa informático permite visualizar la señal en un monitor con una resolución de 0,1 μ V. Para cada tipo de prueba, el software del K6-i tiene diseñado un tipo de pantalla o “scan”, con una sensibilidad predeterminada, que puede variarse para lograr interpretar el dibujo de la señal ⁶⁷.

Este sistema permite realizar un análisis simultáneo de la actividad de los músculos masticatorios, de la posición y movimiento mandibular

Se realizó un análisis simultáneo de los músculos masticadores (temporales anteriores, temporales posteriores, maseteros mediales y digástricos anteriores, de lado derecho e izquierdo), de la posición mandibular y de sus movimientos.

El electromiógrafo K6-1 consta de ocho canales, que procesan los potenciales de acción de los electrodos bipolares, que se colocan sobre los músculos. La actividad eléctrica se registró en un estado de reposo y movilidad mediante una serie de protocolos o scan definidos en el programa.



Fig. 24. Electromiografo Myotronics K6-I Diagnostic System®

Los “scans” elegidos para este estudio son: “scan” 9 para las pruebas de actividad postural en reposo, en máxima intercuspación, deglución y masticación controlada; “scan” 11 para la máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación y en posiciones excéntricas mandibulares.

El K6-i divide a los músculos en varios grupos, el grupo A compuesto por el temporal anterior y el masetero; y el grupo B compuesto por temporal posterior y digástrico; y un último grupo C, compuesto por el esternocleidomastoideo y el trapecio que no forma parte de nuestro estudio. Los registros de la actividad electromiográfica fueron realizados en los músculos masticatorios con mejor acceso para la electromiografía de superficie⁶⁸

Temporal anterior derecho (TAD) e izquierdo (TAI)

Temporal posterior derecho (TPD) e izquierdo (TPI)

Masetero medial derecho (MMD) e izquierdo (MMI)

Digástrico anterior derecho (DAD) e izquierdo (DAI)

III .5.2.Electrodos

Las recomendaciones para los sensores de registro en la Electromiografía de superficie desarrollados dentro de SENIAM⁵⁸.

- a. Material del electrodo
- b. Forma y tamaño del electrodo.
- c. Distancia entre los electrodos
- d. Sensor de Construcción. (Mecánico: construcción que se utiliza para integrar los electrodos, los cables, y (si procede) el pre-amplificador.)
- e. Ubicación y orientación del electrodo en el músculo
- f. Procedimiento de colocación del electrodo

III.5.3. COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS

Se colocan en la zona en la que se obtiene una señal electromiográfica estable y de mayor calidad. Los factores que más afectan a la estabilidad de la señal son: la presencia de puntos motores, zonas tendinosas y la actividad de otros músculos adyacentes. Por tanto, los electrodos deben situarse siempre entre la placa motora y el tendón, siempre paralelos a la dirección de las fibras musculares y con una orientación perpendicular a las mismas. La ubicación exacta de los electrodos se determina mediante la palpación de los músculos a estudiar en contracción. La localización correcta del electrodo de superficie es la zona intermedia entre la zona de inervación de los músculos y el tendón muscular. Cuando el electrodo se ubica en una zona demasiado próxima al tendón, la señal registrada es de muy baja amplitud. En EMG de superficie la localización de los electrodos es crítica^{69,70,71,72}, sin embargo en el caso de los músculos masticadores, la longitud de las fibras musculares es pequeña y además las zonas de inervación están diseminadas a lo largo de la anatomía del músculo, por lo tanto este factor no se tendrá en cuenta al estudiar los músculos del aparato estomatognático.

Otro de los factores críticos en la técnica de electromiografía de superficie es lograr reducir al máximo la impedancia natural que presenta la piel del sujeto al paso de la corriente eléctrica. El componente capacitivo de los electrodos influye en el rango de frecuencias de la señal EMG. La impedancia varía ampliamente dependiendo del tipo de electrodo, del material y de la localización del mismo, y de la preparación de la piel. Se debe asegurar en todo momento, un contacto íntimo y estable entre el electrodo y la piel, para no alterar la calidad de la señal registrada⁷³.

Para reducir dicha resistencia, antes de la ubicación de los electrodos, se prepara la piel eliminando la existencia de vello facial mediante rasurado, abrasionando ligeramente el estrato córneo con soluciones abrasivas como una crema exfoliante que remueve tanto las impurezas, como los excesos de grasa y las células muertas de la capa más superficial de

la epidermis (Nuprep®) e incorporando a los electrodos una pasta conductora (EC2 Electrode cream®) que facilite la transmisión de la señal^{65,74,75,76,77,78} De este modo, mediante estos procedimientos se logra reducir hasta en un 70%⁸⁰ la impedancia de la piel, y esta debe ser siempre inferior a los 500 Ω ⁸¹.



Fig. 25. Material necesario para la colocación de electrodos de superficie

Los electrodos que han de emplearse deben estar confeccionados en materiales nobles para asegurar una buena conducción de la electricidad⁸². Se colocan electrodos bipolares circulares de Ag/AgCl que es un material que proporcionan una transición estable con bajo ruido^{81,79,83}. Éstos se adhieren a la piel mediante cinta adhesiva cubriendo los músculos que pretendemos monitorizar para evitar el movimiento del electrodo sobre la piel lo que se traduciría en interferencias de la señal registrada⁷⁷.

La amplitud y frecuencia de la señal EMG de superficie, varía en función de la distancia entre electrodos, su posición sobre el músculo y el tamaño de los electrodos, influyendo en la representatividad de la señal para el músculo completo⁸³. Cuanto mayor sea el área del electrodo y la distancia entre las superficies de detección, mayor será el número de fibras cubiertas y mayor será la amplitud de la señal EMG⁷⁷. No existen diferencias importantes respecto a la forma de los electrodos (rectangular, cuadrado, ovalado) sin embargo el tamaño sí que influye en el registro de la señal, con un descenso de las señales de alta frecuencia, conforme aumenta el tamaño del electrodo. Se recomienda que no superen los 10 mm en la dirección del músculo^{64,81,85}.

Es importante colocar los electrodos paralelos a la dirección de las fibras musculares y con una orientación perpendicular con respecto músculo^{80,81,85,86,87}.

Deben situarse a la mitad, entre la zona más distal de la placa motora terminal y el tendón distal⁸³, en la línea media del vientre del músculo para evitar la superposición de señales que provienen de los músculos adyacentes^{65,81}.

La posición del electrodo influye en gran medida en la señal EMG registrada ya que pequeñas variaciones de aproximadamente 2,5 mm en esta posición, producen grandes variaciones en la señal registrada^{88,89}. Otros autores, sin embargo, no encuentran dicha variación en la actividad electromiográfica al mover el electrodo 1cm^{90,91,92}. No obstante, el estudio de Castroflorio y cols.⁹³, Demostró que a medida que se aumenta la distancia interelectrodo, aumenta la amplitud de la señal registrada disminuyendo su frecuencia hasta que la distancia es de 25-30 mm, a partir de la cual se mantiene constante⁷⁷. Además la variabilidad de la señal también disminuye cuanto mayor es la distancia interelectrodo y mayor es el tamaño del electrodo, ya que el área de registro bajo el electrodo se ve aumentado⁹⁴.

La distancia interelectrodo debe ser de 20 mm medido con un calibre o bien usando sensores prefabricados^{65,80,95,96} y nunca debe superarse el tamaño del músculo para no captar la actividad de los músculos adyacentes lo que se conoce como fenómeno de “crosstalk”^{65,96}.

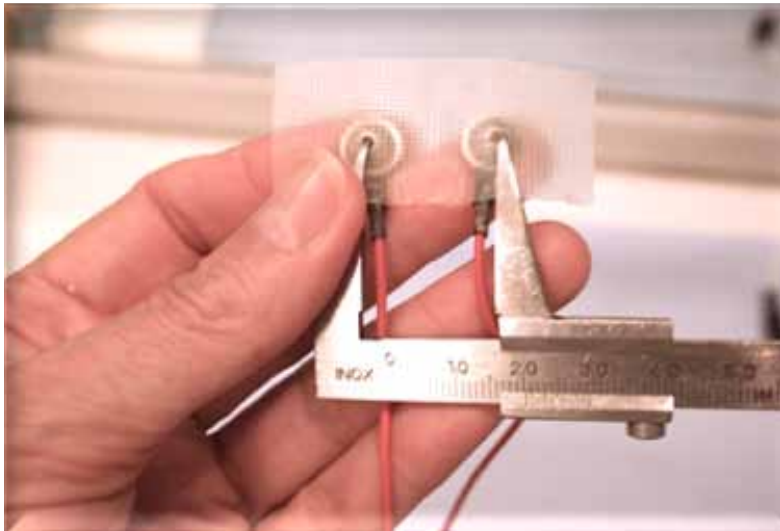


Fig. 26. Medición de la distancia interelectrodo

El Crosstalk es la señal detectada sobre el músculo pero generada por otro músculo. El fenómeno está presente exclusivamente en las grabaciones de superficie, cuando la distancia de los puntos de detección de las fuentes puede ser relevante y similar para las distintas fuentes. Es debido a las propiedades del volumen de la conducción en combinación con las propiedades de origen, y es una de las más importantes fuentes de error en la interpretación de las señales EMG de superficie. Esto se debe a que las señales de crosstalk pueden confundirse con las señales generadas por el músculo, lo que puede ser considerado activo cuando de hecho no lo está. El problema es especialmente relevante en los casos en el momento de la activación de diferentes músculos, como por ejemplo en el análisis de movimiento.

A cada electrodo se le coloca una pequeña cantidad de pasta conductora, y se adhiere a la piel mediante el uso de una cinta adhesiva. El objetivo de la pasta conductora es disminuir la impedancia natural, mejorando la conductividad de la señal. Lograr una posición estable de los electrodos sobre la superficie de la piel es complejo. La técnica que garantiza un menor desplazamiento es la fijación mediante cinta adhesiva, aunque es inevitable que se produzca un ligero desplazamiento por la flexibilidad de la piel y esta movilidad altere la señal EMG registrada⁵³. Se evitará generar tensión sobre la piel y se aconseja revisar la adhesión del sensor a lo largo de las pruebas electromiográficas.

En la habitación donde se realizan los registros electromiográficos, no debe existir ningún otro tipo de aparato eléctrico que aumenten las interferencias electromagnéticas ambientales (televisores, monitores, etc.). El paciente debe situarse a no menos de un metro de distancia del ordenador. Dichas interferencias no sólo provienen del ambiente sino que también son producidas por los propios cables que conforman los sensores, por ello los cables de los electrodos de un sensor siempre se entrecruzan y se aíslan con plástico (Figura 27).



Fig. 27. Electrodo bipolar circular de Ag/AgCl

III.5.4 Situación anatómica de los electrodos para registros electromiográficos.

Para la ubicación de los electrodos se siguieron los protocolos de Macaluso y De Laat⁷⁸ siguiendo un esquema aceptado por diferentes autores como el mas valido^{101,119,200}.

Músculos maseteros

En sentido anteroposterior: a 2 cm por delante del borde posterior de la rama ascendente mandibular.

En sentido vertical: Punto medio de la distancia comprendida entre el borde inferior del arco cigomático y el borde inferior de la mandíbula. Para palpar el músculo se pide al sujeto que en máxima intercuspación realice un esfuerzo máximo. Los electrodos se colocan paralelos a la dirección de las fibras musculares, con el polo superior sobre la intersección de dos líneas que van desde el trago a la comisura labial, y desde el gonión al exocanto. La zona antero-inferior del músculo es la más adecuada para el registro de la actividad eléctrica, a 2,5 cm del ángulo mandibular

Músculos temporales

Fibras posteriores: En la piel que recubre el cráneo, inmediatamente craneal al extremo superior del pabellón auricular. Al retirar el pabellón auricular, lo palpamos con el pulpejo del dedo, si se hace morder al paciente. Si fuese necesario rasurar. Para la palpación del músculo pedimos que coloque la lengua en el cielo del paladar y ejerza presión. Los electrodos se colocan paralelos a la dirección de las fibras del músculo, horizontalmente sobre la oreja.

Fibras anteriores: a 3 cm por encima del ángulo entre las apófisis frontal y temporal del malar. Se pide al paciente que realice un máximo esfuerzo en máxima intercuspación. Los electrodos se sitúan verticalmente en el borde anterior del músculo, a nivel de la sutura coronal, a 2 cm por encima del arco cigomático.

Músculo digástrico. (Ventre anterior)

Borde inferior a 2 cm del límite inferior del cuerpo de la mandíbula y a 2 cm del borde de la línea media para evitar el rafe medio del milohioideo. Punto de inserción entre una línea de 2 cm trazada horizontalmente desde el borde inferior de la mandíbula y otra trazada desde el mentón al buscarla. Se palpa el vientre anterior del músculo digástrico pidiendo al sujeto que degluta o que coloque la lengua en el paladar y presione.

Referencial

Se sitúa en el músculo trapecio a 10 cm por debajo de la protuberancia occipital externa y 4 cm hacia fuera de la línea media. Medir 10 cm desde la protuberancia occipital externa hacia abajo. Desde ahí, medir 6 cm en sentido lateral.

El electrodo tierra se colocará siempre sobre un tejido eléctricamente inactivo con huesos o tendones y se comporta como una antena captando los campos eléctricos cercanos, de aproximadamente 50Hz. Éste electrodo de superficie se coloca en la región de la nuca, en la línea media de la espalda sobre el relieve que marca la séptima vértebra cervical o primera dorsal.

Los electrodos se colocan sobre el músculo relajado y se espera entre tres y cinco minutos antes de comenzar las pruebas para que la pasta conductora sea absorbida correctamente. Durante este tiempo se va colocando al paciente en la posición correcta. El paciente debe estar sentado en una silla de respaldo recto, sin reposacabezas, las rodillas flexionadas a 90º y los pies apoyados en el suelo mientras que las extremidades superiores relajadas, descansan sobre los brazos de la silla. La cabeza que no tiene apoyo alguno se mantiene con el plano de Frankfurt paralelo al suelo, los ojos deben permanecer cerrados durante el registro para evitar contorsiones faciales.

Con los ojos cerrados se reduce hasta en un 50% la actividad muscular captada a nivel del músculo temporal anterior. Puede ser debido a que la estimulación visual aumenta el tono muscular, o bien, porque con los ojos abiertos, se registra la actividad de los músculos adyacentes a la zona de registro del temporal anterior, lo que se denomina fenómeno de “cross-talk”.



Fig. 28. Paciente con los electrodos colocados (vista lateral)

La postura del sujeto es fundamental para lograr precisión en el registro de la actividad eléctrica de los músculos del sistema masticatorio. Como han demostrado numerosos estudios, cambios en la posición de la cabeza provocan importantes variaciones electromiográficas²⁰¹, ya que la actividad de los músculos de la nuca están relacionados con los del sistema masticatorio^{202,203,204}. Por ejemplo, la extensión de la cabeza produce una temprana actividad del músculo digástrico durante el movimiento de apertura.

Otro de los factores que influyen en la señal electromiográfica registrada es el estado psico-emocional del individuo, el estrés aumenta el tono muscular. Se plantea la teoría de que el estrés actúa a nivel de los centros superiores del SNC produciendo un aumento en la actividad aferente, induciendo una contracción muscular anómala en las fibras intrafasciales del huso muscular. Además asociado al estrés se han encontrado una serie de cambios hemodinámicos en la fisiología muscular regulado por el sistema nervioso simpático.

En un estudio realizado por Hidaka y cols²⁰⁵. Observaron que la inducción de estrés mental produce notables cambios hemodinámicos tanto en el músculo masetero como en el temporal anterior. A nivel EMG el estrés produce un claro aumento de la actividad del temporal, pero no en el músculo masetero.

Otro estudio fue el de Cecere y cols⁴⁵. Registraron la actividad EMG en tres momentos distintos de una jornada laboral, encontraron diferencias entre los registros tomados a primera hora del día y los obtenidos tras siete horas de trabajo, concluyendo que los factores psico-emocionales influyen en la actividad eléctrica muscular.

Por ello es importante que los registros EMG se realicen en las condiciones adecuadas de silencio, luz tenue y temperatura agradable. Las explicaciones sobre los procedimientos que se llevaran a cabo a lo largo de la prueba, se darán al sujeto siempre con una voz suave y pausada, asegurándole que no va a sentir dolor para disminuir el grado de ansiedad del individuo.

Una vez que el sujeto con los ojos cerrados se encuentra lo suficientemente relajado, se inicia el registro. El sistema K6-i incorpora un test de prueba que se aplica en esta fase del estudio para cerciorar que no hay ninguna avería y que no se han cometido errores en la colocación de los electrodos.



Fig. 29. Paciente con los electrodos colocados (vista frontal)

En primer lugar, este test mide el ruido ambiental a nivel de los electrodos, para comprobar la correcta limpieza de la piel, la calidad de los electrodos, el estado de los cables, y que la señal eléctrica de ruido sea baja ($< 1\mu\text{V}$). Y en segundo lugar, mide la actividad muscular, para confirmar la correcta conexión de los electrodos.

El software del sistema avisa si existe algún error, y recomienda subsanarlo comprobando que el paciente esté relajado, que los electrodos estén correctamente conectados. Si fuese necesario, se limpiará la zona de registro y colocaran de nuevo los electrodos. En el caso de que fallen varios canales, la causa puede ser un electrodo tierra defectuoso mal conectado o que en la cercanía del K6-i exista alguna fuente de ruido elevada.

Si el sistema K6-i no detecta fallos y la actividad a nivel de los electrodos supera los $30\mu\text{V}$, toma el valor registrado como “baseline” o valor base y luego calcula el valor pico del registro con respecto a este valor. Las pruebas electromiográficas se pueden dividir en: pruebas estáticas y dinámicas⁴⁴. En el grupo de pruebas estáticas realizadas en este trabajo se incluye el registro de la actividad postural de reposo clínico y en máxima intercuspación, máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación y en posiciones excéntricas mandibulares, y finalmente en apertura máxima.

En el grupo de pruebas dinámicas se incluyen la masticación controlada y deglución. Nos permite analizar alteraciones en la coordinación de los movimientos como las asimetrías, co-contracciones y fasciculaciones⁴⁴.

III.5.5. PRUEBAS ELECTROMIOGRÁFICAS ESTÁTICAS

III 5.5.1. Reposo

Es la posición básica desde la cual se inician y donde terminan todos los movimientos mandibulares funcionales. La Posición postural mandibular también se denominada posición de reposo, pero se registra en ella actividad tónica en los músculos elevadores para contrarrestar la fuerza gravitacional.

Mediante este registro obtenemos un valor de referencia. El paciente sin ningún tipo de contacto dentario intenta relajarse lo más posible, para obtener esta posición.

Para el registro se emplea el “scan” 9. La escala de presentación está predeterminada a 30 μV / división (amplitud) y a 1seg/división (velocidad). El electromiógrafo capta la señal de la actividad muscular en reposo durante aproximadamente cinco segundos. La actividad eléctrica es promediada en función del tiempo (5 segs). Se descartan los dos primeros registros para asegurarnos de que el paciente se encuentre relajado y damos por válidos los dos siguientes.

Obtenemos para cada músculo monitorizado dos registros de la actividad media absoluta de reposo clínicos, expresados en microvoltios (μV). (figuras 30)

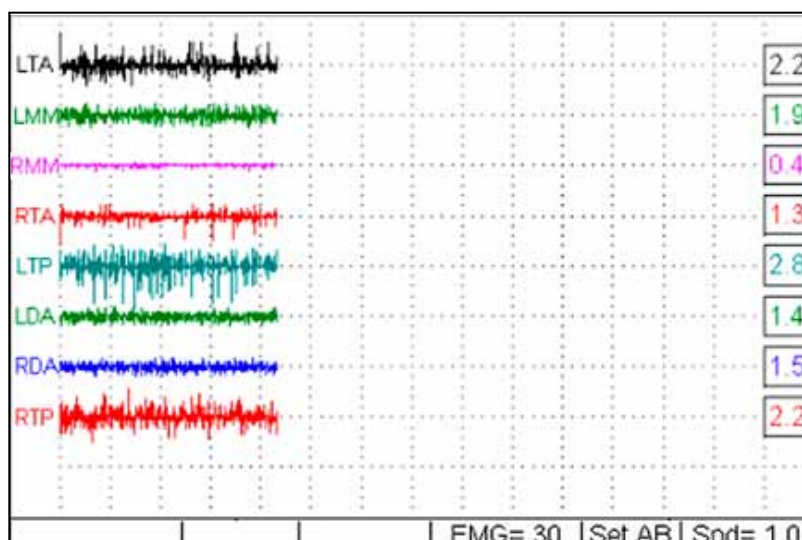


Fig. 30. Registro Electromiográfico en reposo clínico.

III 5.5.2 Oclusión

Es aquella relación entre el maxilar y la mandíbula en la cual las piezas dentarias ocluyen plenamente. Posición en la cual los dientes están en la relación más estrecha posible, con la mayor cantidad de contactos dentarios oclusales proporciona máximo contacto y/o intercusación.

Se coloca al paciente en su oclusión habitual de máxima intercusación, lo más relajado posible pero sin perder el contacto dentario.

Se registra mediante el “scan” 9 durante un período de tiempo de aproximadamente cinco segundos. Se descartan los dos primeros registros para asegurarnos de que no esté ejerciendo presión, y se guardan los dos posteriores

La escala de presentación está predeterminada a 100 μ V Se obtienen dos valores medios absolutos de cada músculo monitorizado en oclusión habitual. (Figura 31)

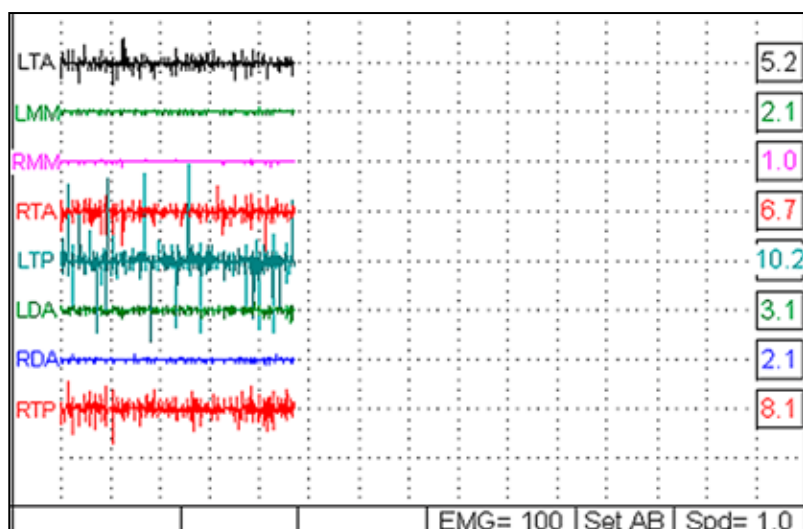


Fig. 31. Registro Electromiográfico en oclusión

III 5.5.3. Máximo apretamiento

Se coloca al sujeto en su oclusión habitual de máxima intercuspación y se le indica a que realice el máximo esfuerzo posible en esta posición.

El registro se realiza mediante el “scan” 11 que presenta y cuantifica la máxima fuerza realizada en el cierre mediante datos EMG procesados. Por defecto, el calibrado de la retícula de este “scan” se hace a 100 μV /división y 1 seg/división (velocidad), sin embargo para que el registro sea visualmente legible, se cambia la sensibilidad de la pantalla a 500 μV /división (amplitud).

Para obtener un registro significativo el sujeto pasa de un estado de reposo a un máximo apretamiento, la contracción se mantiene durante aproximadamente dos segundos, se repite este mismo esfuerzo tres veces. Entre cada registro y cada esfuerzo se permite al paciente descansar durante unos segundos para evitar la aparición de fenómenos de fatiga muscular. (Figura 32)

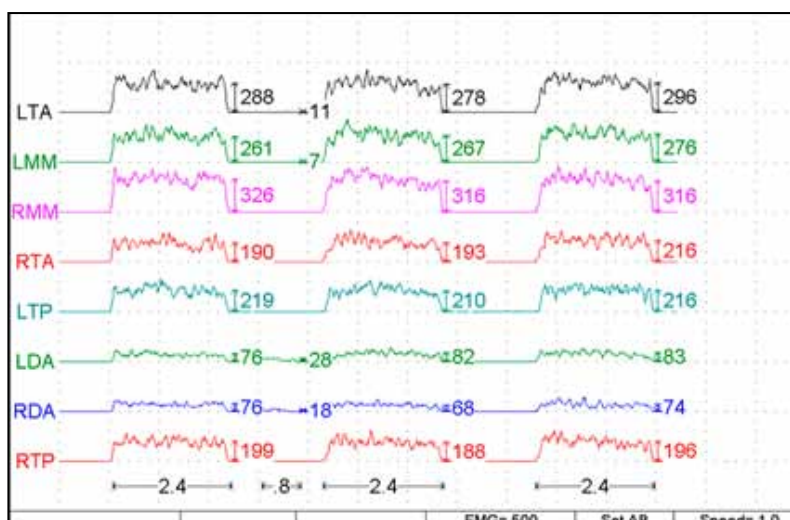


Fig. 32. Registro Electromiográfico en máximo esfuerzo

III.5.5.4. Posiciones excéntricas

Se realiza el recorrido protusivo desde la posición de máxima intercuspación hasta la posición de contacto dentario borde a borde interincisivo. Para los registros de lateralidades.

Se realizan los registros manteniendo siempre un contacto dentario estable. Para ello se usa el “scan” 11, con un calibrado de retícula de 100 μV /división (amplitud) y 1 seg/división (velocidad). Se pide al sujeto que mantenga la posición aproximadamente dos segundos. El paciente vuelve a la posición y repite la posición pasados unos segundos. Se obtienen los valores medios absolutos de cada uno de los registros expresados en microvoltios (μV). (Figura 33,34,35)

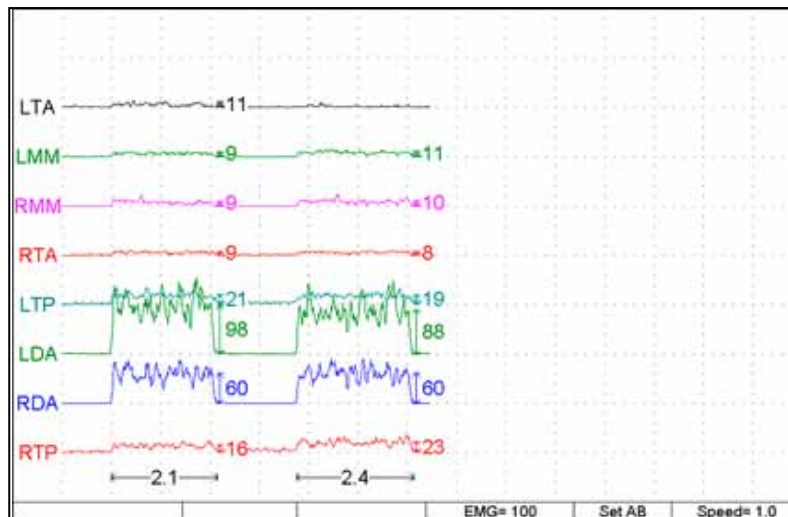


Fig. 33. Registro Electromiográfico en protusión

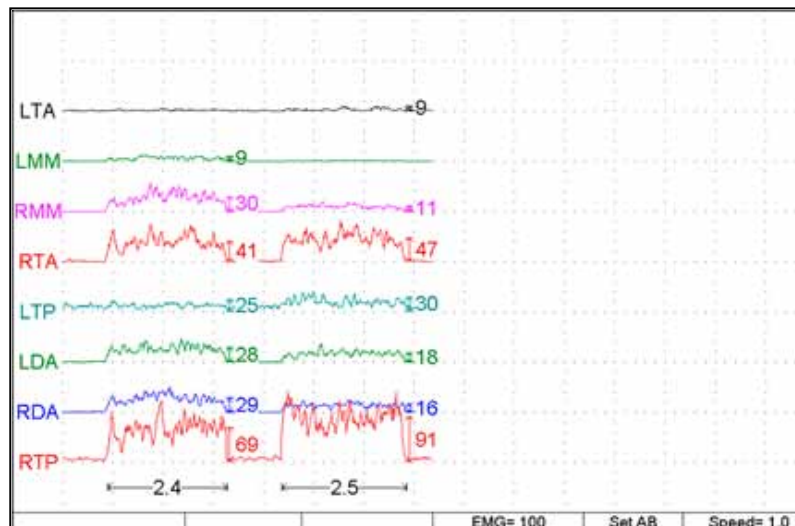


Fig. 34. Registro Electromiográfico en lateralidad derecha

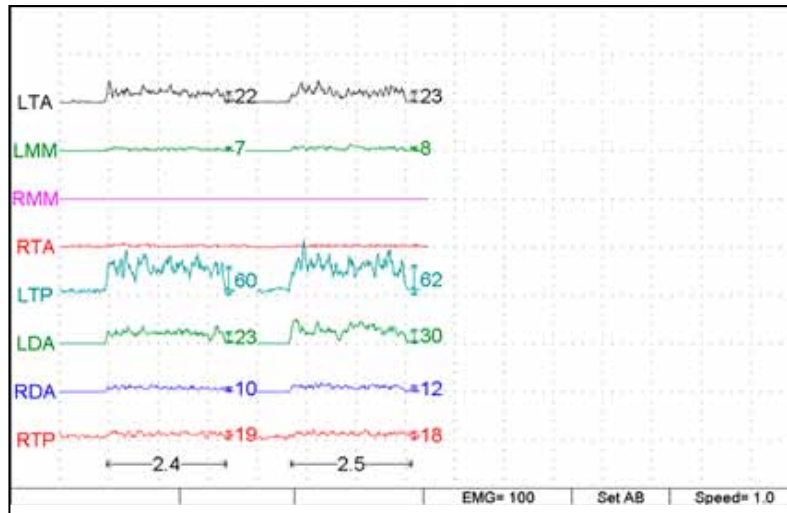


Fig. 35. Registro Electromiográfico de lateralidad izquierda

III 5.5.5 Máxima Apertura

Se pide al sujeto realice una apertura bucal máxima manteniendo dicho esfuerzo durante unos 2 segundos. Se repite el ejercicio dos veces dejando unos 30 segundos de reposo para evitar que aparezcan fenómenos de fatiga muscular.

Se emplea el scan 11, con un calibrado de retícula de 100 μV /división (amplitud) y 1 seg/división (velocidad). Se obtienen los valores medios absolutos de cada uno de las contracciones expresados en microvoltios (μV). (Figura 36)

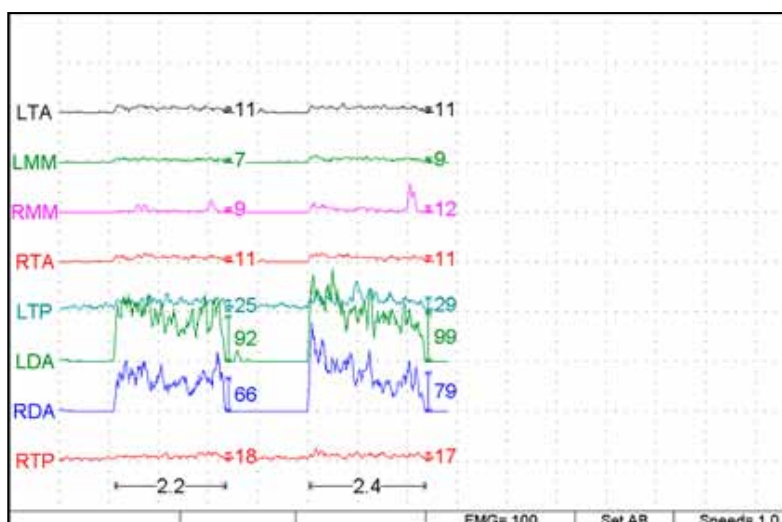


Fig. 36. Registro Electromiográfico en máxima apertura

III. 5.6.PRUEBAS DINÁMICAS

III 5.6.1 Masticación

Para el registro de la actividad muscular en masticación, hay que tener en cuenta que influye tanto el tamaño, como la consistencia del alimento a mascar. Para este protocolo seleccionamos patatas fritas de bolsa que partimos en tres pedazos, de modo que el paciente puede introducir de manera completa en la cavidad oral.

Cuando el sujeto vuelve a adoptar la posición correcta de registro, se le pide que comience a masticar el alimento para lograr homogeneizarlo. Se emplea el “scan” 9 calibrando la retícula a 500 μ V/división (amplitud) y se mantiene el factor tiempo en 1 seg/división (velocidad). Tras dos segundos de masticación, se comienza a registrar la señal durante aproximadamente cinco segundos.

Dicho ejercicio se repite dos veces.

Se obtienen tras el registro dos cifras del valor medio absoluto de la actividad eléctrica de los músculos estudiados que ha generado la masticación de un alimento durante aproximadamente cinco segundos (μ V). (Figura 37)

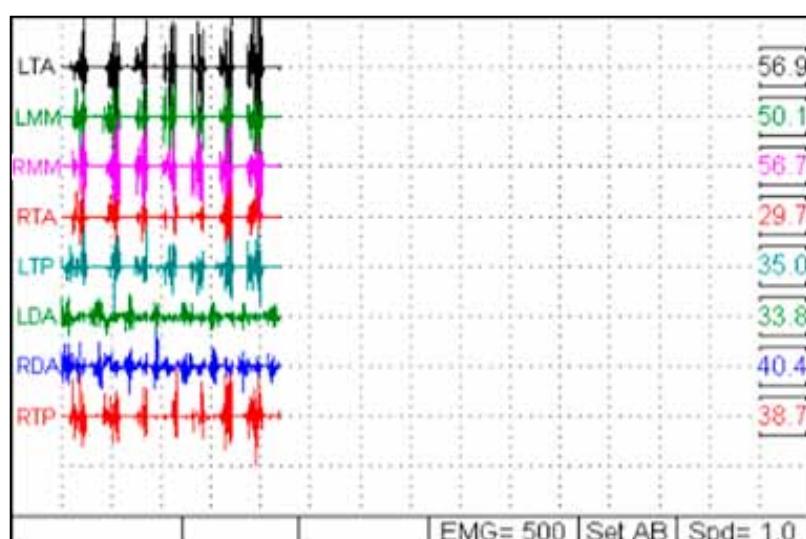


Fig. 37. Registro Electromiográfico en masticación

III. 5.6.2 Deglución

Para este registro se le presenta al paciente un vaso con agua, debe sorber una pequeña cantidad y mantenerla en la cavidad oral. Cuando la postura corporal vuelve a ser la indicada, comenzamos el registro.

El “scan” empleado es el número 9, el calibrado de la retícula se cambia a 200 μV /división (amplitud), respetando 1seg/división en velocidad. Se comienza a registrar la actividad y tras un segundo (una división), se le pide al sujeto que degluta, se mantiene un segundo más y se termina el registro. Se repite el ejercicio dos veces. Se obtiene dos valores medios absolutos de todos los músculos monitorizados durante el tiempo que ha durado el registro (μV). (Figura 38)

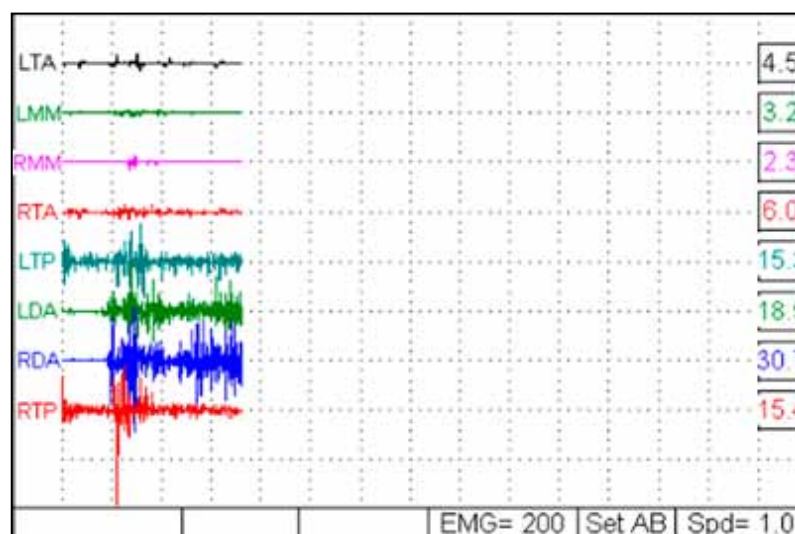


Fig. 38. Registro Electromiográfico en deglución

III 5. 7 TEST DE REPRODUCIBILIDAD

Para evaluar la reproducibilidad de los registros electromiográficos se compararon los resultados de mediciones tomadas en cinco individuos, en cinco días consecutivos^{177, 206, 225}. Se reprodujo el protocolo utilizado en la toma de registros para la actividad postural en reposo clínico y la máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación, para los músculos temporal anterior y masetero¹⁸¹. Puesto que la colocación de los electrodos es un factor muy importante en la reproducibilidad de los registros electromiográficos de superficie^{64, 150, 173, 176, 177, 178, 179}, se realizaron marcas de tinta a modo de tatuajes temporales en la zona de ubicación de los electrodos para poder reproducir con exactitud la localización de los electrodos⁹⁴.

III. 5.8 VARIABLES RESPUESTA

Con los datos obtenidos de la historia clínica y de los registros electromiográficos se confecciona una hoja de cálculo con el programa Microsoft Office Excel.

En dicha hoja de cálculo, se incluye: edad, sexo, clase molar de Angle, índice clínico de disfunción del test de Helkimo, la presencia de dolor muscular y/o articular, ruidos articulares y hábitos parafuncionales, y los valores electromiográficos de actividad eléctrica media obtenidos.

De cada prueba electromiográfica realizada se obtiene al menos dos valores de la actividad electromiográfica que desarrolla cada músculo durante el tiempo de registro, excepto para la máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación del que se obtienen seis valores de actividad media correspondientes a cada esfuerzo. En todos los casos se calcula la media ponderada para cada prueba.

Para la normalización de los datos se emplea el valor de actividad electromiográfica media en la máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación. Para cada músculo este valor de referencia corresponde al 100% de la actividad, y el resto de valores se expresa como un porcentaje del valor de referencia, es decir como valores normalizados y no absolutos^{12,64,81}.

$$Valor = \frac{EMG_N}{EMG_{MCVenMI}} \cdot 100$$

III 5.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se elabora introduciendo la hoja de cálculo en un programa estadístico SPSS 17.0 para Windows.

Para el test de reproducibilidad se emplea el análisis ANOVA de medidas repetidas con dos factores: factor intrasujeto (5 días consecutivos) y factor intersujeto (reposo y máximo esfuerzo), y si fuera necesario se recurrirá a las pruebas post-hoc Suden-Newman-Keas (SNK)²⁰⁹.

En primer lugar, se realiza un análisis descriptivo de las variables estudiadas; la forma de la variable se ha explorado con los índices de Asimetría y Altura (curtosis) de la curva, así como con el test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov, en los valores absolutos o directos y de los valores estandarizados.

En segundo lugar, para el análisis inferencial, en la comparación de medias de dos variables, se elige el test paramétrico de la T de Student para muestras independientes entre sí y como alternativa no paramétrica el test de Mann-Whitney. Se utiliza para el análisis de factor intrasujeto o de diferencias intraindividuales el test de Student de medias repetidas y el test de Wilcoxon para alternativa no paramétrica.

Para el estudio de la correlación se realiza mediante el coeficiente de Pearson y su coeficiente no paramétrico de Spearman. En todos los casos se considera que existen diferencias estadísticamente significativas cuando $p < 0,05$, con un nivel de confianza del 95%.

IV.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA

La muestra de participantes de la que se dispone consta de 30 pacientes con ausencia dentaria en un solo lado, en los que se han empleado dos tipos de prótesis en la rehabilitación: prótesis parcial removible (PPR; $n=30$) y prótesis parcial fija (PPF; $n=30$). A pesar de que se trata de los mismos sujetos, a efecto de análisis estadístico, se consideran como 2 grupos diferentes, es decir como muestras no relacionadas, ya que los valores de las mediciones con una y otra prótesis, son independientes entre sí.

Por tanto de cada uno de ellos se han efectuado 2 registros (1 con PPR y 1 con PPF) que se contrastarán como 2 muestras independientes.

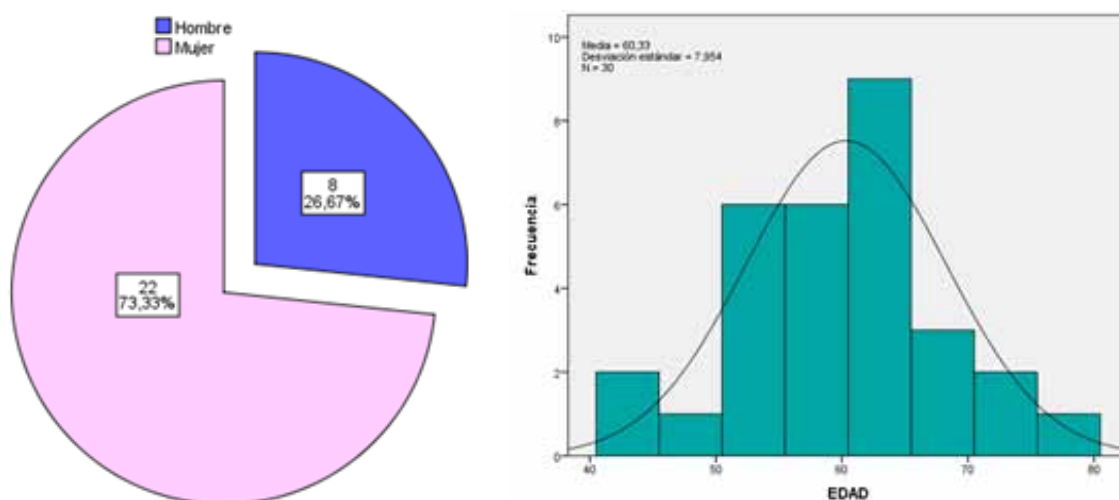
Así mismo, de cada sujeto se han tomado valores en el lado rehabilitado (muestra de estudio) y en el lado con dentición completa y sin prótesis (muestra de control). En este caso, cuando se proceda al contraste de estos valores, sí que se considera que los valores se corresponden con una situación de medidas repetidas, esto es de muestras relacionadas entre sí.

IV. 1.2 Características de la muestra

En la muestra recogida, en cuanto al género (Grafica. 1) se aprecia una clara mayor presencia de mujeres (2; 73.3%) que de varones (8; 26.7%) hasta el punto de que son mayoría estadísticamente significativa para $P<.05$ ($\chi^2=6.53$; 1 gl; $P=.011$).

Los participantes tienen una edad media de algo más de 60 años (60.33-7.95) desde la que se estima un intervalo de confianza al 95%, de entre: 57.36 y 63.30 años; siendo el rango de edad observado: 43 a 76, con mediana 61 años.

La forma de la distribución de esta variable no se aleja significativamente del modelo de una normal de Gauss con $P>.05$ (Test de bondad de ajuste de Shapiro-Wilk: $P=.911$) por lo que se puede considerar que se distribuye normalmente.



Elaboración propia mediante IBM SPSS Statistics 22
Gráfica 1. Porcentaje de prevalencia entre género y edad.

Los hombres tienen una edad media (63.25 ± 9.54) algo superior a la edad de las mujeres (59.27 ± 7.25) aunque la diferencia no alcanza significación estadística con $P > .05$ (Student: $t=1.22$; 28 gl; $P=.232$)

IV. 2 TEST DE REPRODUCIBILIDAD

Antes de comenzar a analizar los valores EMG obtenidos en este estudio es importante demostrar la reproducibilidad de la prueba empleada. Para ello se elabora un test en el que se analiza los valores EMG bilaterales del músculo temporal anterior y del músculo masetero en una muestra de cinco sujetos. Se registra la actividad EMG en reposo y en máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación de cada sujeto ($n=5$) en cinco pruebas realizadas en cinco días consecutivos.

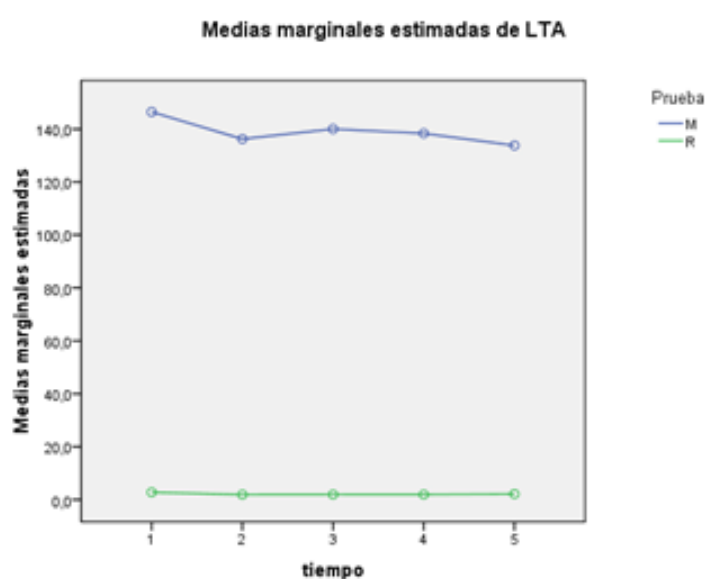
Con los valores obtenidos se aplica un ANOVA de medidas repetidas. Mediante esta prueba estadística, en primer lugar, se observa que no hay diferencias entre el comportamiento de la prueba de actividad postural en reposo y máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercuspación en los cinco días. En segundo lugar, se comprueba que no hay diferencias estadísticamente significativas para los músculos temporal anterior y masetero entre los cinco días analizados. Por lo que podemos concluir que con estos resultados se demuestra la reproducibilidad del método, del operador y del instrumento.

Para el músculo LTA en la prueba de Greenhouse-Geisser se demuestra que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,575$) en el comportamiento de las pruebas a lo largo de los cinco días. Por tanto se aplica un segundo test de Greenhouse-Geisser que demuestra que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,499$) entre los valores obtenidos entre los distintos días ni el test de reposo, ni el de máximo esfuerzo. Por último mediante dicha prueba se demuestra que sí existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p<0,001$) entre los valores de la prueba de reposo y máximo esfuerzo. (Gráfico 2)

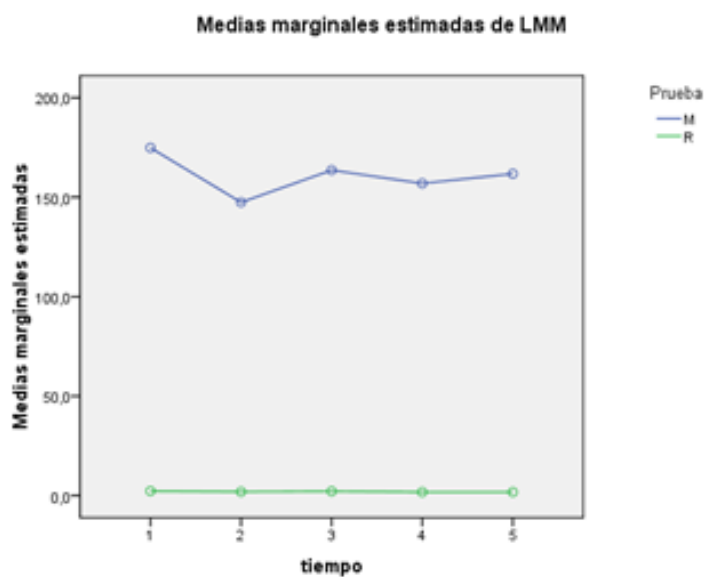
El resto de músculos analizados presentan el mismo comportamiento. El músculo LMM demuestra que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,294$) en el comportamiento de las pruebas a lo largo del tiempo, y que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,274$) entre los días; pero sí existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p<0,001$) entre los valores de la prueba de reposo y máximo esfuerzo en máxima intercuspación (Gráfico 3).

Para el músculo RMM se repiten los mismos resultados: no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,198$) en el comportamiento de las pruebas a lo largo del tiempo, y que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,125$) entre los días; pero sí existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p<0,001$) entre los valores de la prueba de reposo y máximo esfuerzo en máxima intercuspación (Gráfico 4).

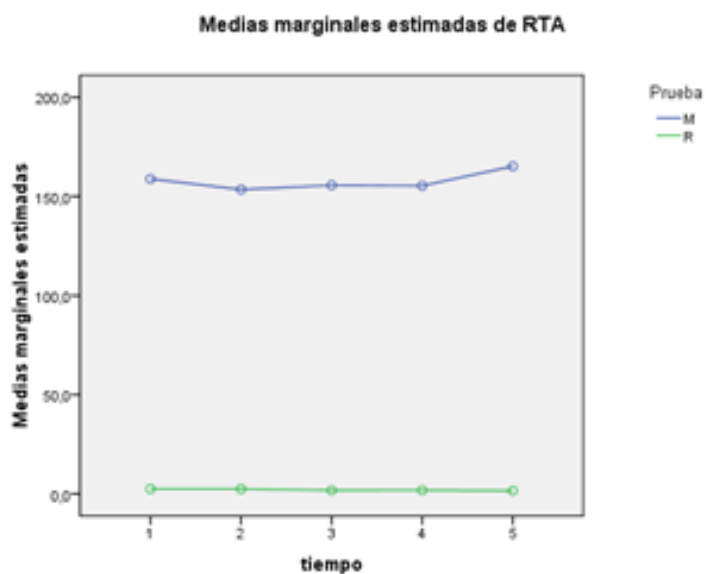
El último músculo analizado es RTA, y se obtienen los mismos resultados: no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,790$) en el comportamiento de las pruebas a lo largo del tiempo, y que no existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p=0,815$) entre los días; pero sí existen diferencias estadísticamente significativas al 95% ($p<0,001$) entre los valores de la prueba de reposo y máximo esfuerzo en máxima intercuspación (Gráfico 5).



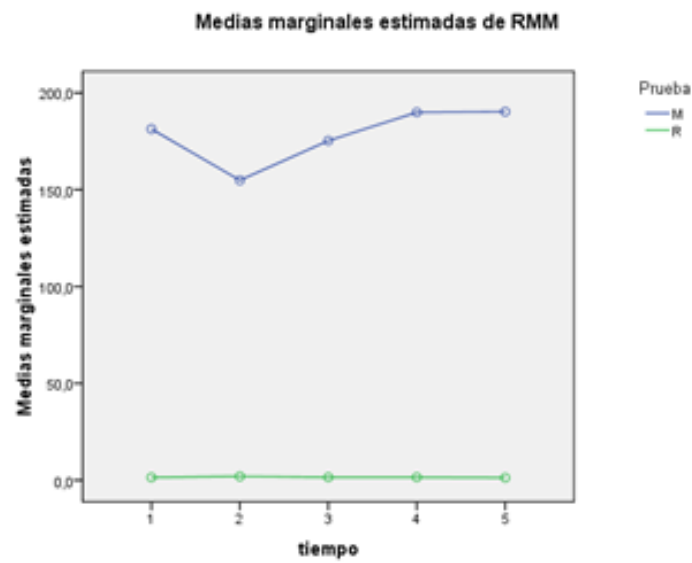
Gráfica 2: Gráfico de perfil del análisis ANOVA de medidas repetidas con dos factores para el músculo LTA en las pruebas de reposo (R) y máximo esfuerzo (M) a lo largo de cinco días consecutivos .



Gráfica 3: Gráfico de perfil del análisis ANOVA de medidas repetidas con dos factores para el músculo LMM en las pruebas de reposo (R) y máximo esfuerzo (M) a lo largo de cinco días consecutivos .



Gráfica 4: Gráfico de perfil del análisis ANOVA de medidas repetidas con dos factores para el músculo RMM en las pruebas de reposo (R) y máximo esfuerzo (M) a lo largo de cinco días consecutivos



Gráfica 5: Gráfico de perfil del análisis ANOVA de medidas repetidas con dos factores para el músculo RTA en las pruebas de reposo (R) y máximo esfuerzo (M) a lo largo de cinco días consecutivos

IV .3. Metodología estadística:

Para el análisis estadístico se ha empleado la aplicación SPSS (IBM SPSS Statistics, v 22.0 for Windows; IBM Corp. Released 2013. Armonk. NY. USA).

Las herramientas y técnicas estadísticas utilizadas han sido:

- Tablas de frecuencias y porcentajes para variables cualitativas o categóricas;
- Tablas de contingencia con test Chi-cuadrado de independencia entre dos variables cualitativas;
- Análisis exploratorio y descriptivo de variables cuantitativas con test de bondad de ajuste al modelo normal de Gauss y diagramas de caja para la detección de valores atípicos (outliers);
- Pruebas de significación de diferencia de medias entre grupos independientes: T de Student junto a su alternativa no paramétrica cuando fue necesaria: Mann-Whitney
- Prueba de significación de diferencia de medias en datos apareados y su alternativa no paramétrica el Test de Wilcoxon.
- ANOVA de 2 factores, uno de medidas repetidas y el otro de tipo intergrupo.
- Análisis de covarianza, con 2 factores y una covariable a controlar.

IV.4 Análisis descriptivo de las variables

Evaluación de actividad electromiográfica con dos tipos de prótesis

Relacionados con el objetivo nº1

En este apartado se aplica la estadística descriptiva para obtener resultados enfocados a evaluar los niveles de actividad electromiográfica de los músculos temporal anterior y posterior, la porción superficial de los maseteros y el vientre anterior de los músculos digástrico entre sujetos rehabilitados con prótesis parciales unilaterales fijas sobre implantes y prótesis parciales removibles mediante pruebas estáticas y dinámicas.

En primer lugar se comienza por describir todas las variables según los valores directos, o absolutos de la actividad electromiográfica media que se han recogido para los pares de músculos en cada uno de los registros tanto estáticos como dinámicos en los sujetos del grupo rehabilitado con prótesis parcial removible y en los sujetos rehabilitados con prótesis parciales fijas sobre implantes. Los resultados se resumen en las tablas desde el nº 1 a la nº 9. Para la descripción se han empleado los estadísticos habituales: media con su IC, mediana, desviación estándar, etc. La forma de la variable se ha explorado con los índices de Asimetría y Altura (curtosis) de la curva, así como con el test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov (solo se considera desajuste cuando éste es grave: $P < .01$).

Tabla 1: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: Máximo apretamiento.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	187.87	170.88	178.15	151.95	128.18	108.51	31.94	30.35
IC 95%: límite inferior	168.93	154.40	156.95	132.24	109.24	92.99	26.24	25.59
IC 95%: límite superior	206.82	187.35	199.35	171.65	147.12	124.03	37.64	35.11
Error típico de la media	9.47	8.23	10.60	9.85	9.47	7.76	2.85	2.38
Mediana	188.23	159.78	170.18	141.62	111.39	107.91	24.16	24.95
Mínimo	7.70	60.63	52.50	37.77	18.05	6.40	8.70	8.25
Máximo	383.40	340.20	356.10	306.40	391.50	246.80	121.83	78.50
Desviación estándar	73.33	63.76	82.07	76.27	73.33	60.08	22.06	18.43
Forma: Asimetría	0.13	0.54	0.21	0.41	1.22	0.30	1.99	0.95
Curtosis	-0.07	0.01	-1.03	-1.01	2.40	-0.40	4.77	0.15
Test K-S (P-valor)	.800 NS	.659 NS	.477 NS	.298 NS	.477 NS	.845 NS	.017 NS	.113 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 2: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Reposo.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	4.37	3.26	2.24	2.22	7.33	5.77	2.53	2.57
IC 95%: límite inferior	3.10	2.55	1.59	1.68	5.53	4.39	1.93	1.97
IC 95%: límite superior	5.64	3.97	2.89	2.76	9.13	7.14	3.13	3.17
Error típico de la media	0.63	0.36	0.32	0.27	0.90	0.69	0.30	0.30
Mediana	2.30	2.45	1.40	1.80	5.08	4.73	1.92	1.53
Mínimo	0.35	0.30	0.40	0.35	0.80	0.50	0.30	0.35
Máximo	30.70	13.95	14.80	14.50	27.05	26.70	12.70	9.80
Desviación estándar	4.91	2.76	2.51	2.09	6.98	5.32	2.31	2.32
Forma: Asimetría	3.19	1.97	3.13	3.69	1.69	2.21	2.56	1.77
Curtosis	13.84	4.33	11.80	19.59	1.94	6.30	7.48	2.39
Test K-S (P-valor)	.011 ^{NS}	.014 ^{NS}	.001**	.008**	.004**	.079 ^{NS}	.012 ^{NS}	.003**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 3: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Masticación.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	57.78	52.62	57.77	50.44	41.25	37.52	34.46	30.77
IC 95%: límite inferior	50.68	47.46	47.75	44.60	37.10	32.15	29.74	27.27
IC 95%: límite superior	64.88	57.77	67.79	56.27	45.40	42.90	39.18	34.26
Error típico de la media	3.55	2.58	5.01	2.92	2.07	2.69	2.36	1.75
Mediana	53.22	48.85	51.70	47.00	38.38	33.95	31.75	29.88
Mínimo	3.40	6.10	4.45	7.75	9.50	2.80	1.30	2.35
Máximo	184.65	104.90	292.30	99.35	78.70	100.85	126.60	84.20
Desviación estándar	27.48	19.95	38.80	22.60	16.06	20.81	18.27	13.52
Forma: Asimetría	1.67	0.52	3.77	0.34	0.21	0.71	2.16	1.17
Curtosis	6.69	0.03	22.26	-0.63	-0.50	0.24	10.12	3.16
Test K-S (P-valor)	.384 ^{NS}	.427 ^{NS}	.043 ^{NS}	.790 ^{NS}	.439 ^{NS}	.586 ^{NS}	.370 ^{NS}	.168 ^{NS}

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 4: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Deglución.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	11.17	10.98	8.59	8.64	21.18	19.52	19.01	21.56
IC 95%: límite inferior	7.79	7.30	6.12	6.21	7.51	7.49	11.49	10.82
IC 95%: límite superior	14.55	14.67	11.06	11.08	34.86	31.54	26.52	32.30
Error típico de la media	1.69	1.84	1.23	1.22	6.83	6.01	3.75	5.37
Mediana	6.93	5.78	5.55	5.45	11.68	9.85	12.95	14.23
Mínimo	0.90	1.25	1.15	0.60	1.20	0.70	3.50	3.50
Máximo	83.35	86.20	63.20	52.95	413.50	3560.00	228.50	328.50
Desviación estándar	13.09	14.26	9.56	9.44	52.93	46.55	29.07	41.57
Forma: Asimetría	3.46	6.48	3.83	3.14	7.14	6.66	6.58	7.06
Curtosis	15.83	14.44	18.60	11.30	53.49	48.15	47.49	52.63
Test K-S (P-valor)	.006**	.000**	.004**	.001**	.000**	.000**	.000**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 5: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Apertura máxima.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	19.09	20.87	15.86	14.97	37.61	39.75	107.77	99.35
IC 95%: límite inferior	14.96	16.94	13.09	12.20	31.16	31.92	91.69	87.52
IC 95%: límite superior	23.22	24.80	18.63	17.75	44.05	47.58	123.84	111.19
Error típico de la media	2.06	1.96	1.38	1.39	3.22	3.91	8.03	5.91
Mediana	15.50	18.65	12.65	11.70	32.10	30.00	107.80	96.70
Mínimo	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	24.70	28.65
Máximo	81.25	72.65	47.05	50.25	100.20	125.20	402.80	209.00
Desviación estándar	15.84	15.09	10.62	10.65	24.74	30.04	61.69	45.41
Forma: Asimetría	1.94	0.87	1.02	1.45	0.63	1.16	2.06	0.48
Curtosis	4.55	0.94	0.68	2.49	-0.16	0.92	7.98	-0.15
Test K-S (P-valor)	.021 ^{NS}	.347 ^{NS}	.048 ^{NS}	.060 ^{NS}	.398 ^{NS}	.194 ^{NS}	.318 ^{NS}	.791 ^{NS}

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 6: Análisis descriptivo.Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Oclusión.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	7.17	7.72	4.15	3.90	9.44	7.71	4.19	5.11
IC 95%: límite inferior	5.34	5.49	3.18	3.00	7.44	5.50	0.64	0.94
IC 95%: límite superior	9.00	9.95	5.13	4.81	11.44	9.91	7.74	9.29
Error típico de la media	0.92	1.12	0.49	0.45	1.00	1.10	1.78	2.09
Mediana	5.15	5.15	3.15	2.78	7.00	5.28	2.13	2.25
Mínimo	0.55	0.55	0.60	0.40	1.10	0.80	0.40	0.45
Máximo	46.90	46.90	22.35	22.35	31.25	45.80	108.30	126.75
Desviación estándar	7.09	8.64	3.78	3.50	7.73	8.52	13.75	16.17
Forma: Asimetría	3.47	2.88	2.44	2.97	1.41	3.01	7.61	7.46
Curtosis	16.53	9.27	8.59	12.79	1.25	10.31	58.52	56.97
Test K-S (P-valor)	.018 ^{NS}	.001**	.047 ^{NS}	.076 ^{NS}	.068 ^{NS}	.009**	.000**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss**Tabla 7: Análisis descriptivo.**Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Protusiva.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	40.99	46.13	87.04	79.91	32.44	32.29	43.52	45.84
IC 95%: límite inferior	25.00	19.33	65.83	60.69	19.87	14.29	29.93	30.16
IC 95%: límite superior	56.98	72.93	108.24	99.12	45.01	50.28	57.10	51.52
Error típico de la media	7.99	13.39	10.59	9.60	6.28	8.99	6.79	7.83
Mediana	21.00	21.00	67.20	59.40	21.05	16.10	36.25	37.40
Mínimo	0.00	0.00	7.00	8.50	0.00	0.00	0.00	0.00
Máximo	383.40	726.30	512.00	466.00	343.00	500.90	402.80	468.80
Desviación estándar	61.35	102.83	81.36	73.73	48.25	69.05	52.13	60.17
Forma: Asimetría	3.58	5.47	2.76	2.82	4.90	5.79	5.80	6.17
Curtosis	16.70	34.21	12.01	12.10	30.17	37.97	40.05	43.57
Test K-S (P-valor)	.001**	.000**	.118 ^{NS}	.068 ^{NS}	.001**	.000**	.001**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 8: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: Lateralidad izquierda mantener.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	7.91	5.87	7.88	7.25	15.43	13.36	12.06	11.99
IC 95%: límite inferior	1.90	3.06	4.88	3.70	10.88	8.71	8.49	8.89
IC 95%: límite superior	13.93	8.68	10.88	10.80	19.99	18.02	15.63	15.08
Error típico de la media	3.00	1.40	1.50	1.77	2.27	2.32	1.78	1.55
Mediana	0.00	0.00	7.30	5.30	11.00	6.55	9.90	10.20
Mínimo	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Máximo	167.30	66.40	79.60	97.10	73.45	64.50	74.15	57.85
Desviación estándar	23.08	10.78	11.51	13.62	17.47	17.86	13.70	11.88
Forma: Asimetría	6.03	3.47	4.34	5.24	1.29	1.42	2.17	1.41
Curtosis	40.65	16.63	25.97	33.41	1.48	1.03	6.94	2.87
Test K-S (P-valor)	.003**	.006*	.243 NS	.133 NS	.004**	.303 NS	.005**	.011 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 9: Análisis descriptivo.

Valores absolutos de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: Lateralidad derecha mantener.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	10.45	8.26	6.73	8.48	20.08	14.36	10.23	12.86
IC 95%: límite inferior	3.52	3.37	3.50	5.43	13.48	9.12	7.08	9.27
IC 95%: límite superior	17.38	13.15	9.97	11.53	26.69	19.60	13.37	16.44
Error típico de la media	3.46	2.44	1.62	1.52	3.30	2.62	1.57	1.79
Mediana	0.00	0.00	3.20	6.65	10.30	9.80	10.65	10.93
Mínimo	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Máximo	187.30	119.05	71.45	58.40	93.25	119.05	71.00	73.65
Desviación estándar	26.36	18.60	12.30	11.60	25.12	19.94	11.97	13.63
Forma: Asimetría	5.62	4.48	3.47	2.97	1.21	3.07	2.47	1.97
Curtosis	36.62	23.60	14.60	10.60	0.47	13.16	10.56	6.12
Test K-S (P-valor)	.000**	.000**	.000**	.001**	.009**	.003**	.020 NS	.055 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Sin embargo, los valores absolutos no representan el esfuerzo muscular ya que influyen multitud de factores técnicos y biológicos. Para poder llevar a cabo la comparación intrasujeto e intergrupo, se requiere una estandarización de los valores obtenidos y antes descritos. En esta investigación se emplea como referencia para esta estandarización el valor medio absoluto de la onda eléctrica registrada en la máxima contracción voluntaria en el cierre en máxima intercusación.

Es decir, cada variable se estandariza con el valor de su media respectiva que aparece presentada en la tabla nº 1, o lo que es lo mismo, con la media total de la muestra (para cada variable) independientemente del tipo de prótesis que se ha utilizado. De esta manera en las nuevas variables estandarizadas, los valores mayores a 1 son por tanto mayores a la media total de la variable en la muestra completa, y los menores a 1 menores a dicha media. Se emplean 3 decimales para mayor precisión en los valores.

Una vez realizada esta estandarización, se procede a describir las nuevas variables obtenidas. Estos resultados se resumen en las tablas del nº 10 al nº 19 que siguen a continuación. Lógicamente las medias de la tabla 10 son iguales a la unidad en todas las variables, lo que no quiere decir ni que el valor de cada caso ni que la media de los grupos que posteriormente se contrasten sean también iguales a 1.

Tabla 10: Análisis descriptivo.

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Máximo apretamiento.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
IC 95%: límite inferior	0.899	0.904	0.881	0.870	0.852	0.857	0.822	0.883
IC 95%: límite superior	1.101	1.096	1.119	1.130	1.148	1.143	1.178	1.212
Error típico de la media	0.050	0.048	0.059	0.065	0.074	0.071	0.089	0.082
Mediana	1.002	0.935	0.955	0.932	0.869	0.994	0.756	0.961
Mínimo	0.041	0.355	0.295	0.249	0.141	0.059	0.272	0.285
Máximo	2.041	1.991	1.999	2.016	3.054	2.274	3.814	2.709
Desviación estándar	0.390	0.373	0.461	0.502	0.572	0.554	0.691	0.636
Forma: Asimetría	0.13	0.54	0.21	0.41	1.22	0.30	1.99	0.95
Curtosis	-0.07	0.01	-1.03	-1.01	2.40	-0.40	4.77	0.15
Test K-S (P-valor)	.800 NS	.659 NS	.477 NS	.298 NS	.477 NS	.845 NS	.017 NS	.113 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo (P>.01) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 11: *Análisis descriptivo.*

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: [Reposo](#).

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.023	0.019	0.013	0.015	0.057	0.053	0.079	0.089
IC 95%: límite inferior	0.016	0.015	0.009	0.011	0.043	0.040	0.061	0.068
IC 95%: límite superior	0.030	0.023	0.016	0.018	0.071	0.066	0.098	0.109
Error típico de la media	0.003	0.002	0.002	0.002	0.007	0.006	0.009	0.010
Mediana	0.012	0.014	0.008	0.012	0.040	0.044	0.060	0.053
Mínimo	0.002	0.002	0.022	0.002	0.003	0.005	0.009	0.012
Máximo	0.163	0.082	0.083	0.095	0.211	0.246	0.398	0.338
Desviación estándar	0.026	0.016	0.014	0.014	0.054	0.049	0.072	0.080
Forma: Asimetría	3.19	1.97	3.13	3.69	1.69	2.21	2.56	1.77
Curtosis	13.84	4.33	11.80	19.59	1.94	6.30	7.48	2.39
Test K-S (P-valor)	.011 ^{NS}	.014 ^{NS}	.001**	.008**	.004**	.079 ^{NS}	.012 ^{NS}	.003**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 12: *Análisis descriptivo.*

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: [Masticación](#).

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.308	0.308	0.324	0.332	0.322	0.346	1.079	1.062
IC 95%: límite inferior	0.270	0.278	0.268	0.293	0.289	0.296	0.931	0.941
IC 95%: límite superior	0.345	0.338	0.381	0.370	0.354	0.395	1.227	1.182
Error típico de la media	0.019	0.015	0.028	0.019	0.016	0.025	0.074	0.060
Mediana	0.283	0.286	0.290	0.309	0.299	0.313	0.994	1.031
Mínimo	0.018	0.036	0.025	0.051	0.074	0.026	0.041	0.081
Máximo	0.983	0.614	1.641	0.654	0.614	0.929	3.964	2.905
Desviación estándar	0.146	0.117	0.218	0.149	0.125	0.192	0.572	0.466
Forma: Asimetría	1.67	0.52	3.77	0.34	0.21	0.71	2.16	1.17
Curtosis	6.69	0.03	22.26	-0.63	-0.50	0.24	10.12	3.16
Test K-S (P-valor)	.384 ^{NS}	.427 ^{NS}	.043 ^{NS}	.790 ^{NS}	.439 ^{NS}	.586 ^{NS}	.370 ^{NS}	.168 ^{NS}

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 13: *Análisis descriptivo.*

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: Deglución.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.059	0.064	0.048	0.057	0.165	0.180	0.595	0.744
IC 95%: límite inferior	0.041	0.043	0.034	0.041	0.059	0.069	0.360	0.373
IC 95%: límite superior	0.077	0.086	0.062	0.073	0.272	0.291	0.830	1.114
Error típico de la media	0.009	0.011	0.007	0.008	0.053	0.055	0.118	0.185
Mediana	0.037	0.034	0.031	0.036	0.091	0.091	0.405	0.491
Mínimo	0.005	0.007	0.006	0.004	0.009	0.006	0.110	0.121
Máximo	0.444	0.504	0.355	0.348	3.226	3.281	7.154	11.335
Desviación estándar	0.070	0.083	0.054	0.062	0.413	0.429	0.910	1.434
Forma: Asimetría	3.46	6.48	3.83	3.14	7.14	6.66	6.58	7.06
Curtosis	15.83	14.44	18.60	11.30	53.49	48.15	47.49	52.63
Test K-S (P-valor)	.006**	.000**	.004**	.001**	.000**	.000**	.000**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 14: *Análisis descriptivo.*

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: Apertura máxima.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.102	0.122	0.089	0.099	0.293	0.366	3.374	3.428
IC 95%: límite inferior	0.080	0.099	0.073	0.080	0.243	0.294	2.871	3.020
IC 95%: límite superior	0.124	0.145	0.105	0.117	0.344	0.438	3.877	3.837
Error típico de la media	0.011	0.011	0.008	0.009	0.025	0.036	0.251	0.204
Mediana	0.083	0.109	0.071	0.077	0.250	0.276	3.375	3.337
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.773	0.989
Máximo	0.432	0.425	0.264	0.331	0.782	1.154	12.611	7.212
Desviación estándar	0.084	0.088	0.060	0.070	0.193	0.277	1.931	1.567
Forma: Asimetría	1.94	0.87	1.02	1.45	0.63	1.16	2.06	0.48
Curtosis	4.55	0.94	0.68	2.49	-0.16	0.92	7.98	-0.15
Test K-S (P-valor)	.021 NS	.347 NS	.048 NS	.060 NS	.398 NS	.194 NS	.318 NS	.791 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

Tabla 15: Análisis descriptivo.

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Oclusión**.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.038	0.045	0.023	0.026	0.074	0.071	0.131	0.176
IC 95%: límite inferior	0.028	0.032	0.018	0.020	0.058	0.051	0.020	0.032
IC 95%: límite superior	0.048	0.058	0.029	0.032	0.089	0.091	0.242	0.321
Error típico de la media	0.005	0.007	0.003	0.003	0.008	0.010	0.056	0.072
Mediana	0.027	0.030	0.018	0.018	0.055	0.049	0.067	0.078
Mínimo	0.003	0.003	0.003	0.003	0.009	0.007	0.013	0.016
Máximo	0.250	0.274	0.125	0.147	0.244	0.422	3.391	4.374
Desviación estándar	0.038	0.051	0.021	0.023	0.060	0.079	0.430	0.558
Forma: Asimetría	3.47	2.88	2.44	2.97	1.41	3.01	7.61	7.46
Curtosis	16.53	9.27	8.59	12.79	1.25	10.31	58.52	56.97
Test K-S (P-valor)	.018 ^{NS}	.001**	.047 ^{NS}	.076 ^{NS}	.068 ^{NS}	.009**	.000**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 16: Análisis descriptivo.

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Protrusiva**.

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.215	0.265	0.480	0.517	0.249	0.293	1.340	1.556
IC 95%: límite inferior	0.131	0.11	0.362	0.392	0.152	0.129	0.919	1.021
IC 95%: límite superior	0.299	0.420	0.599	0.643	0.346	0.456	1.760	2.090
Error típico de la media	0.042	0.077	0.059	0.063	0.048	0.082	0.210	0.267
Mediana	0.110	0.121	0.372	0.385	0.158	0.139	1.131	1.220
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	2.041	4.250	2.874	3.067	2.676	4.616	12.611	16.177
Desviación estándar	0.325	0.598	0.457	0.486	0.375	0.632	1.628	2.069
Forma: Asimetría	3.58	5.47	2.76	2.82	4.90	5.79	5.80	6.17
Curtosis	16.70	34.21	12.01	12.10	30.17	37.97	40.05	43.57
Test K-S (P-valor)	.001**	.000**	.118 ^{NS}	.068 ^{NS}	.001**	.000**	.001**	.000**

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 17: Análisis descriptivo.

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Lateralidad izquierda mantener.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.042	0.034	0.044	0.048	0.120	0.123	0.378	0.414
IC 95%: límite inferior	0.010	0.018	0.027	0.024	0.085	0.080	0.266	0.307
IC 95%: límite superior	0.074	0.051	0.061	0.071	0.156	0.166	0.489	0.520
Error típico de la media	0.016	0.008	0.008	0.012	0.018	0.021	0.056	0.053
Mediana	0.000	0.000	0.041	0.035	0.086	0.060	0.310	0.352
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.891	0.389	0.447	0.639	0.573	0.594	2.322	1.996
Desviación estándar	0.123	0.063	0.065	0.090	0.136	0.165	0.429	0.410
Forma: Asimetría	6.03	3.47	4.34	5.24	1.29	1.42	2.17	1.41
Curtosis	40.65	16.63	25.97	33.41	1.48	1.03	6.94	2.87
Test K-S (P-valor)	.003**	.006*	.243 NS	.133 NS	.004**	.303 NS	.005**	.011 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

Tabla 18: Análisis descriptivo.

Valores estandarizados de Potencial Eléctrico en las medidas de estudio y control de los 4 músculos, en la postura: **Lateralidad derecha mantener.**

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	0.056	0.048	0.038	0.056	0.157	0.132	0.320	0.444
IC 95%: límite inferior	0.019	0.020	0.020	0.036	0.105	0.084	0.222	0.320
IC 95%: límite superior	0.093	0.077	0.056	0.076	0.208	0.181	0.419	0.567
Error típico de la media	0.018	0.014	0.009	0.010	0.026	0.024	0.049	0.062
Mediana	0.000	0.000	0.018	0.044	0.080	0.090	0.333	0.377
Mínimo	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Máximo	0.997	0.697	0.401	0.384	0.727	1.097	2.223	2.541
Desviación estándar	0.140	0.109	0.069	0.076	0.196	0.184	0.375	0.470
Forma: Asimetría	5.62	4.48	3.47	2.97	1.21	3.07	2.47	1.97
Curtosis	36.62	23.60	14.60	10.60	0.47	13.16	10.56	6.12
Test K-S (P-valor)	.000**	.000**	.000**	.001**	.009**	.003**	.020 NS	.055 NS

C = Control S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

NS = Desvío NO significativo ($P > .01$) la variable sí se ajusta al modelo normal o tiende hacia él.

** = Desvío significativo ($P < .01$) del modelo de la normal de Gauss

De los resultados anteriores se deriva una conclusión importante. Se trata del estudio de la bondad de ajuste al modelo de la normal de Gauss. Los test de bondad de ajuste utilizados indican que cerca de los 2/3 de las variables (56 de 88) sí se distribuyen normalmente ($P > .05$) o al menos presentan desvíos leves que se pueden admitir como tolerables ($P > .01$), mientras que el tercio restante de las variables se desvían significativamente de la normal ($P < .01$).

La condición de normalidad es habitual para la utilización de test estadísticos de tipo paramétrico en los futuros análisis inferenciales que se van a realizar con vistas a responder a los diferentes objetivos que se han planteado. Ante la situación comentada en la cual algunas de las variables, de ese tercio, presentan desvíos muy notables y significativos con respecto al modelo normal, se ha decidido duplicar todos los análisis; es decir utilizar tanto el test paramétrico como su alternativa no-paramétrica (cuando exista) para aumentar la confiabilidad estadística en el caso de similitud de resultados o conclusiones. La experiencia estadística hace sospechar que seguramente habrá suficiente coincidencia entre ellas como para que no se modifique la conclusión estadística, pero será importante prestar especial atención a este hecho en las variables no normales. En ellas, de darse discrepancia entre los test se priorizará el resultado no paramétrico.

Una ventaja de utilizar también pruebas paramétricas es que nos permite calcular el tamaño del efecto como una herramienta cuantificadora de la magnitud de las diferencias. Éste es un índice que cuantifica la magnitud de los cambios observados en una escala adimensional que posibilita la comparación de efectos en variables medidas con diferentes instrumentos y por ello con diferentes escalas y unidades de medida. Para calcular este tamaño del efecto se dispone de dos índices: la “d” de Cohen y el coeficiente R^2 . La “d” de Cohen es habitual en comparaciones de medias, sin embargo su interpretación es más complicada puesto que la escala de valores no está cerrada (teóricamente: 0 a infinito; pero en la práctica, es raro que supere el valor 3.0).

En cambio R^2 tiene una escala cerrada (0 – 1) con unas referencias interpretativas estándar: sobre .050 es bajo/muy bajo; sobre .100 es leve; sobre .150 moderado bajo; .200 moderado alto; mayor a .250 ya es elevado; mayor a .360 es grande y desde .450 en adelante muy grande. Algo que además es utilizable con todo tipo de test estadísticos y comparable entre distintas pruebas¹⁰⁰.

IV. 5 Análisis inferencial por prótesis

Diferencias entre tipo de prótesis

Relacionados con el objetivo nº 2

Para el contraste de la diferencia entre la utilización de la PPR y la PPF, se ha empleado el test de Student de muestras independientes entre sí, puesto que las mayoría de las variables se han distribuido normalmente. No obstante tal y como ya se ha comentado se acompaña la prueba anterior con su alternativa no paramétrica (el test de Mann-Whitney) para mayor confiabilidad estadística, aunque se espera similitud en los resultados. Los valores de las P de significación se han estimado a 1 cola debido a la expectativa de existencia de diferencias entre ambas. Se analizan solamente las variables del lado de estudio que porta la prótesis. Se trabaja con los valores estandarizados, obviamente.

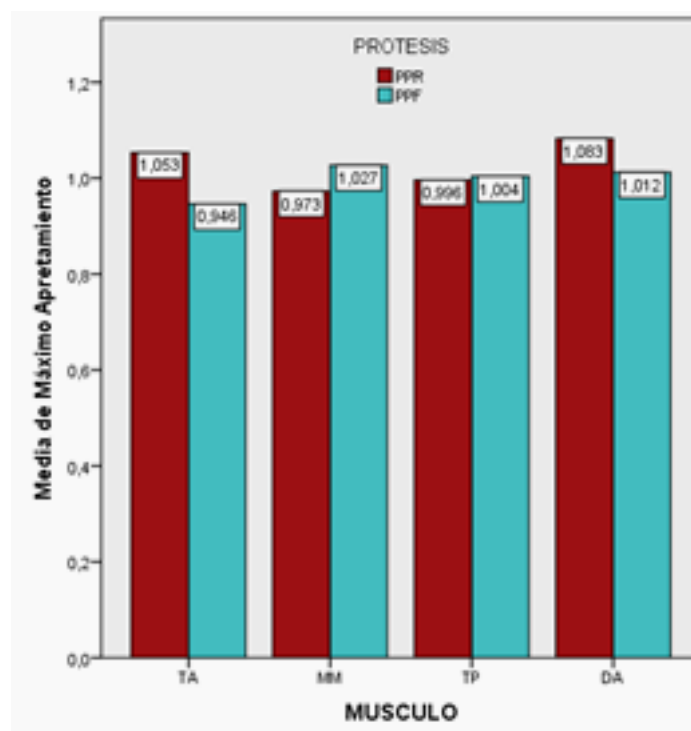
Los resultados se presentan agrupando las variables en una misma postura, en las tablas de la 19 a la 27.

Máximo Apretamiento (tabla 19). No se han encontrado diferencias entre los tipos de prótesis que se puedan considerar como estadísticamente significativas ($P > .05$) en ninguna de las variables de estudio analizadas. Los resultados son coincidentes en ambos procedimiento estadísticos.

Tabla 19: Test de diferencia entre 2 medias.
Relación variable de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Máximo apretamiento*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W /Z/ P		Tamaño del efecto: R ²
						T	gl	P				
S-TA	P	30	1.053	0.917 - 1.190	0.411							
	PR	30	1.053	0.917 - 1.190	0.411	1.11	58	.136 NS	N.S.	0.75	.451 NS	.021
	PPF	30	0.946	0.810 - 1.083	0.329							
S-MM	PPR	30	0.973	0.788 - 1.158	0.507	-0.41	58	.340 NS	N.S.	0.41	.684 NS	.003
	PPF	30	1.027	0.842 - 1.212	0.504							
S-TP	PPR	30	0.996	0.792 - 1.200	0.612	-0.05	58	.480 NS	N.S.	0.08	.935 NS	.000
	PPF	30	1.004	0.800 - 1.208	0.499							
S-DA	PPR	30	1.083	0.849 - 1.317	0.649	0.43	58	.336 NS	N.S.	0.13	.900 NS	.003
	PPF	30	1.012	0.778 - 1.246	0.632							

PPR = Prótesis Parcial Removible PPF = Prótesis Parcial Fija
S = Estudio TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico
N.S. = NO significativo (P>.05)



Gráfica 6. Diferencia entre 2 prótesis en máximo apretamiento

Reposo (tabla 20). En esta posición tampoco se han encontrado diferencias que se puedan considerar como significativas ($P > .05$) entre los tipos de prótesis, según el test de Student. Sin embargo, hay dos variables en las que se podría hablar de una casi significación $P < .100$ y por tanto de una posible tendencia que quizás una muestra más grande podría confirmar. En la primera de ellas, en el músculo MM, el test alternativo de MW no detecta ni significación ni tampoco la casi significación vista en Student. En la segunda, en el músculo DA, en cambio, el test alternativo no-paramétricos sí que detecta significación para $P < .05$ y en tal caso podría ser que los valores en la PPR sean superiores a los de la PPF.

Tabla 20: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Reposo*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
						T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.019	0.013 – 0.025	0.014	0.08	58	.467 ^{NS}	N.S.	0.75	.228 ^{NS}	.000
	PPF	30	0.019	0.013 – 0.025	0.018							
S-MM	PPR	30	0.017	0.012 – 0.022	0.018	1.39	58	.085 ^{NS}	N.S.	1.02	.154 ^{NS}	.032
	PPF	30	0.012	0.007 – 0.017	0.008							
S-TP	PPR	30	0.055	0.037 – 0.074	0.048	0.36	58	.359 ^{NS}	N.S.	0.59	.277 ^{NS}	.002
	PPF	30	0.051	0.033 – 0.069	0.050							
S-DA	PPR	30	0.104	0.075 – 0.132	0.083	1.45	58	.077 ^{NS}	N.S.	2.20	.014 *	.035
	PPF	30	0.074	0.045 – 0.103	0.075							

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

TA = Temporal Anterior

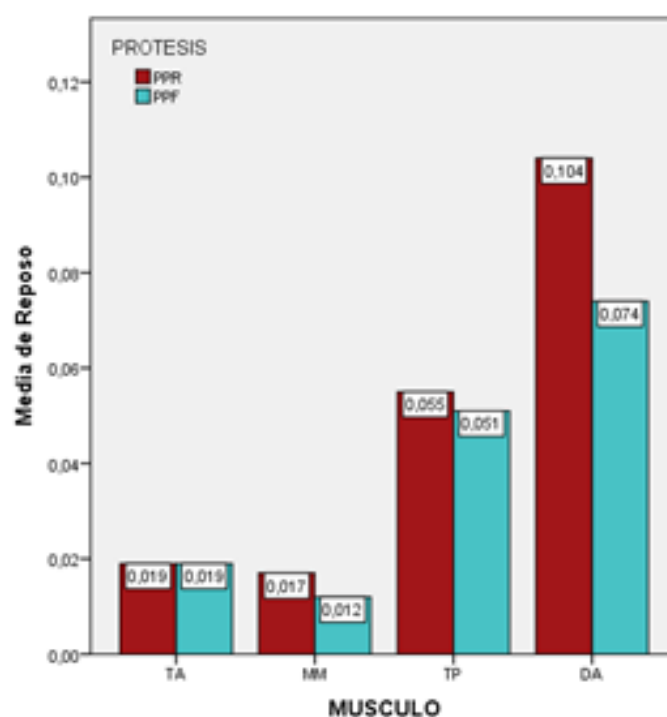
MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)

* = Significativo al 5% ($P < .05$)



Gráfica 7. Diferencia entre 2 prótesis en reposo

Masticación (tabla 21). De nuevo tampoco aparecen diferencias significativas entre los tipos de prótesis ($P > .05$) en ninguna de las variables analizadas. Solo se podría hablar de una posible casi significación en el MM, pero sin que el test alternativo de MW lo confirme.

Tabla 21: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Masticación*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
						T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.305	0.262 – 0.348	0.130	-0.20	58	.423 NS	N.S.	0.23	.410 NS	.001
	PPF	30	0.311	0.268 – 0.354	0.104							
S-MM	PPR	30	0.306	0.252 – 0.360	0.128	-1.36	58	.090 NS	N.S.	1.23	.110 NS	.031
	PPF	30	0.358	0.304 – 0.412	0.165							
S-TP	PPR	30	0.324	0.254 – 0.394	0.204	-0.87	58	.194 NS	N.S.	0.90	.184 NS	.013
	PPF	30	0.367	0.297 – 0.438	0.180							
S-DA	PPR	30	1.011	0.840 – 1.182	0.389	-0.84	58	.203 NS	N.S.	0.56	.287 NS	.012
	PPF	30	1.112	0.941 – 1.283	0.535							

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

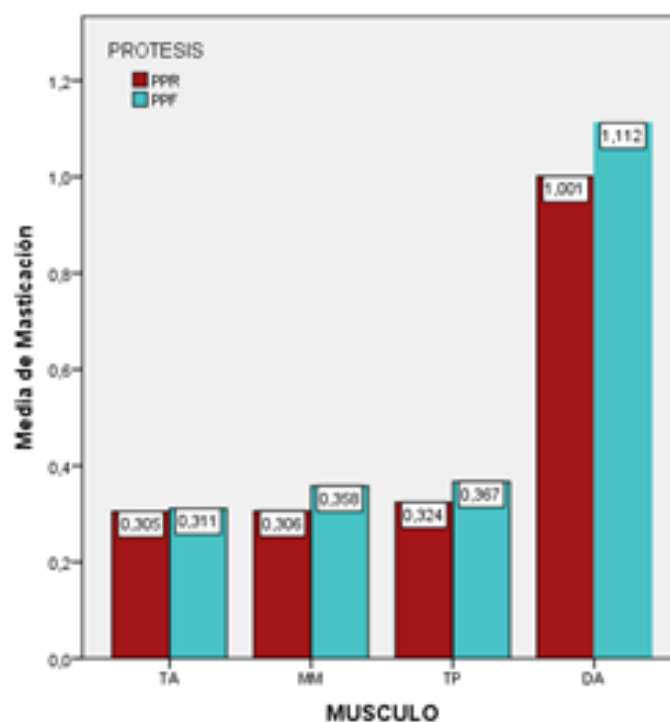
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 8. Diferencia entre 2 prótesis en masticación

Deglución (tabla 22). Como se ha venido observando en las anteriores variables, una vez más no aparecen diferencias que se puedan considerar como estadísticamente significativas ($P > .05$) entre ambos tipos de prótesis.

Tabla 22: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Deglución*.

Variable / Prótesis	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
					T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.071	0.040 – 0.101	0.097	58	.278 ^{NS}	N.S.	0.27	.395 ^{NS}	.006
	PPF	30	0.058	0.027 – 0.089	0.068						
S-MM	PPR	30	0.066	0.044 – 0.089	0.081	58	.118 ^{NS}	N.S.	0.10	.462 ^{NS}	.024
	PPF	30	0.047	0.025 – 0.070	0.033						
S-TP	PPR	30	0.126	0.000 – 0.283	0.161	58	.170 ^{NS}	N.S.	1.31	.096 ^{NS}	.016
	PPF	30	0.233	0.076 – 0.390	0.585						
S-DA	PPR	30	0.543	0.019 – 1.066	0.345	58	.141 ^{NS}	N.S.	0.73	.232 ^{NS}	.020
	PPF	30	0.945	0.422 – 1.469	1.996						

PPR = Prótesis Parcial Removable

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

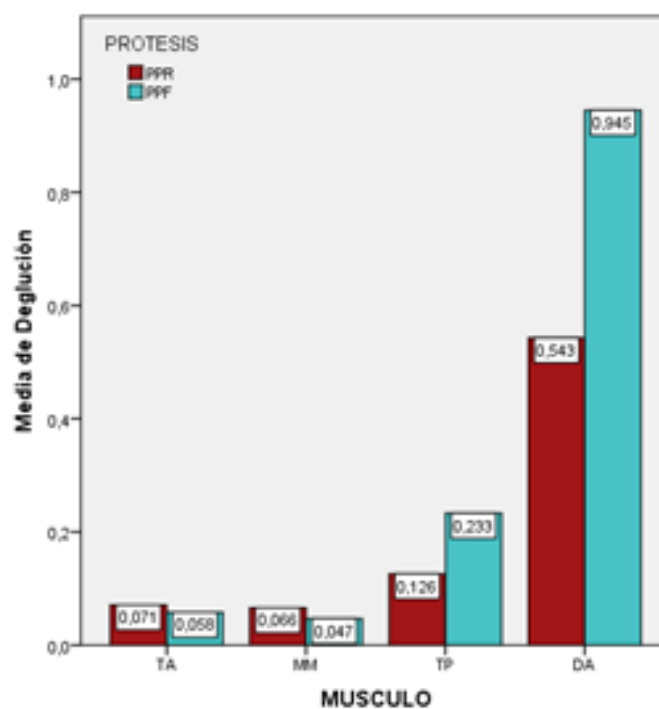
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 9. Diferencia entre 2 prótesis en deglución

Apertura máxima (tabla 23). Una vez más no se han objetivado diferencias significativas ($P > .05$) entre los tipos de prótesis.

Tabla 23: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Apertura máxima*.

Variable / Prótesis	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
					T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.120	0.087 – 0.153	0.081	58	.432 NS	N.S.	0.17	.434 NS	.001
	PPF	30	0.124	0.092 – 0.157	0.096						
S-MM	PPR	30	0.094	0.067 – 0.120	0.066	58	.298 NS	N.S.	0.08	.467 NS	.005
	PPF	30	0.103	0.078 – 0.129	0.074						
S-TP	PPR	30	0.383	0.279 – 0.487	0.288	58	.327 NS	N.S.	0.44	.330 NS	.004
	PPF	30	0.350	0.248 – 0.452	0.270						
S-DA	PPR	30	3.693	3.113 – 4.272	1.593	58	.103 NS	N.S.	1.10	.136 NS	.028
	PPF	30	3.173	2.603 – 3.743	1.524						

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

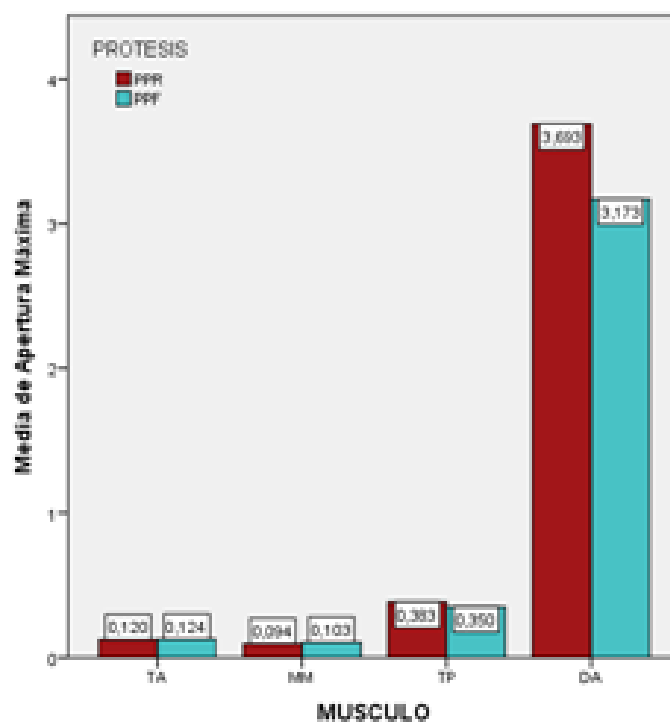
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 10. Diferencia entre 2 prótesis en apertura máxima

Oclusión (tabla 24). Tampoco se detectan diferencias significativas ($P > .05$) entre los tipos de prótesis.

Tabla 24: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Oclusión*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
						T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.038	0.200 – 0.057	0.037	-1.05	58	.149 ^{NS}	N.S.	0.75	.228 ^{NS}	.019
	PPF	30	0.052	0.034 – 0.071	0.061							
S-MM	PPR	30	0.029	0.021 – 0.038	0.029	1.23	58	.112 ^{NS}	N.S.	0.72	.235 ^{NS}	.025
	PPF	30	0.022	0.014 – 0.300	0.014							
S-TP	PPR	30	0.072	0.043 – 0.101	0.084	0.07	58	.473 ^{NS}	N.S.	0.22	.412 ^{NS}	.000
	PPF	30	0.070	0.041 – 0.099	0.075							
S-DA	PPR	30	0.114	0.000 – 0.318	0.077	-0.86	58	.196 ^{NS}	N.S.	1.23	.110 ^{NS}	.013
	PPF	30	0.239	0.034 – 0.443	0.787							

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

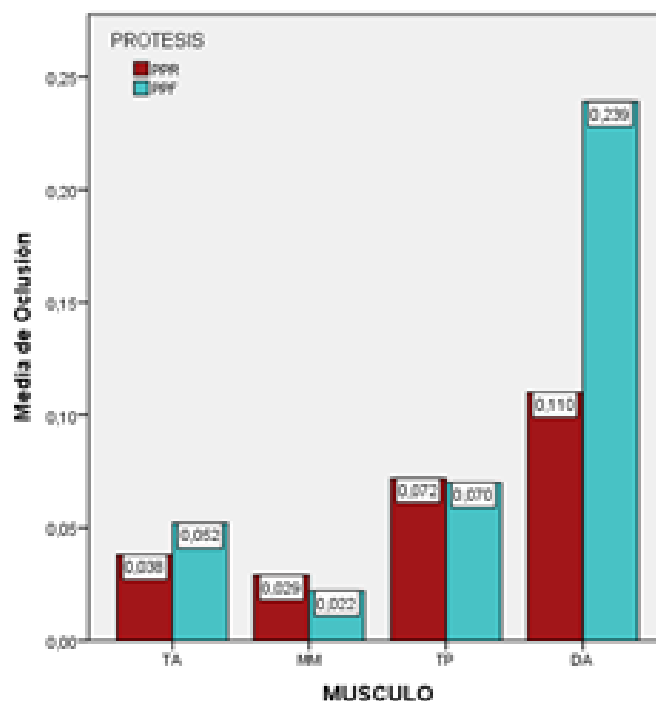
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 11. Diferencia entre 2 prótesis en oclusión

Protrusión (tabla 25). En esta posición, el test de Student no ha encontrado diferencias significativas ($P > .05$) pero la alternativa no paramétrica de MW sí que las ha detectado (para $P < .05$) en los músculos TA y MM. Según esto, se podría admitir que en el caso de TA los valores son más altos en la PPR, mientras que en el caso del MM al contrario, son más altos en la PPF. A pesar de esto, los tamaños del efecto que les corresponde a estas diferencias son pequeños. En las otras dos variables, este test de MW coincide con Student en la ausencia de significación.

Tabla 25: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variable de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Protrusión*.

Variable / Prótesis	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.296	0.076 – 0.516	0.807	58	.350 ^{NS}	N.S.	1.90	.029 *	.033
	PPF	30	0.235	0.015 – 0.455	0.273						
S-MM	PPR	30	0.464	0.286 – 0.642	0.573	58	.200 ^{NS}	N.S.	1.85	.033 *	.012
	PPF	30	0.571	0.393 – 0.749	0.382						
S-TP	PPR	30	0.314	0.081 – 0.547	0.833	58	.399 ^{NS}	N.S.	1.05	.146 ^{NS}	.001
	PPF	30	0.271	0.038 – 0.504	0.344						
S-DA	PPR	30	1.699	0.938 – 2.460	1.842	58	.298 ^{NS}	N.S.	0.81	.210 ^{NS}	.005
	PPF	30	1.412	0.652 – 2.173	0.765						

PPR = Prótesis Parcial Removable

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

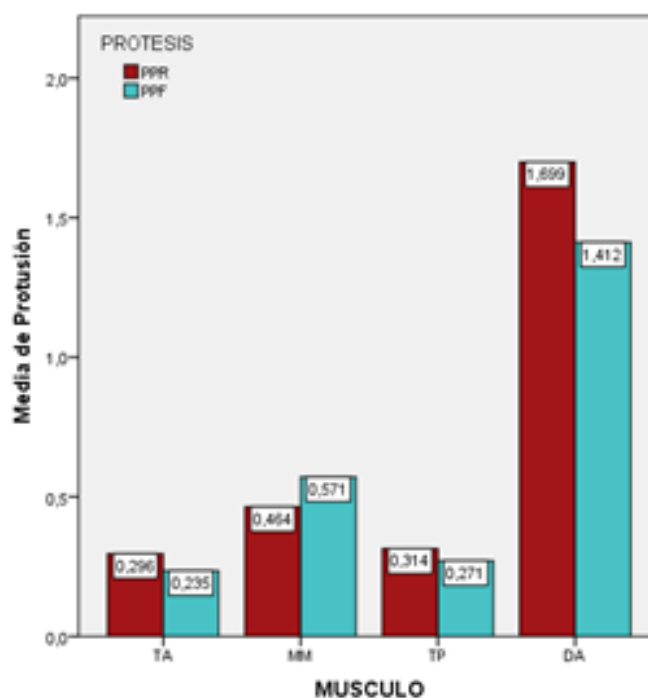
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$)



Gráfica 12. Diferencia entre 2 prótesis en protrusión

Lateralidad izquierda mantenida (tabla 26). De nuevo, los test aplicados no nos permiten admitir que las diferencias observadas entre los tipos de prótesis sean estadísticamente significativas ($P > .05$).

Tabla 26: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Lateralidad izquierda mantenida*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R ²
						T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.030	0.006 – 0.054	0.049	-0.52	58	.304 NS	N.S.	0.39	.348 NS	.005
	PPF	30	0.039	0.015 – 0.062	0.075							
S-MM	PPR	30	0.039	0.005 – 0.072	0.049	-0.74	58	.233 NS	N.S.	0.33	.372 NS	.009
	PPF	30	0.056	0.023 – 0.089	0.116							
S-TP	PPR	30	0.142	0.081 – 0.203	0.177	0.87	58	.195 NS	N.S.	1.19	.117 NS	.013
	PPF	30	0.105	0.045 – 0.165	0.152							
S-DA	PPR	30	0.380	0.227 – 0.533	0.341	-0.61	58	.272 NS	N.S.	0.04	.485 NS	.007
	PPF	30	0.446	0.295 – 0.597	0.471							

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

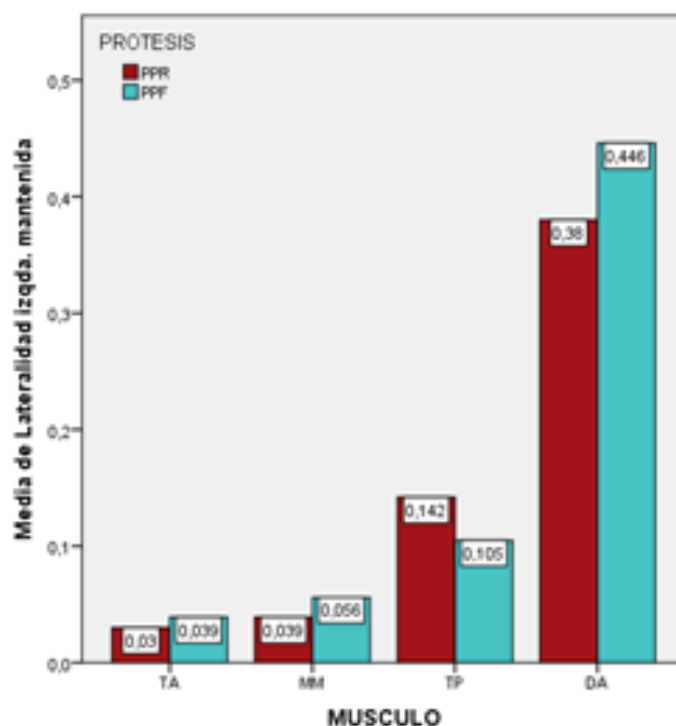
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 13. Diferencia entre 2 prótesis en lateralidad izquierda mantenida

Lateralidad derecha mantenida (tabla 27). Y finalmente en esta posición, solo se puede admitir que existe diferencia significativa ($P < .05$) en MM tal que los valores con la PPR serían más elevados que los valores con la PPF aunque con tamaño del efecto pequeño; sin embargo la alternativa de MW no confirma la significación aunque se podría decir que admite una casi significación ($P < .100$). En el resto de las variable no hay diferencia significativas ($P > .05$) entre las prótesis.

Tabla 27: Test de diferencia entre 2 medias.

Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis. Posición: *Lateralidad derecha mantenida*.

Variable / Prótesis		N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto: R
						T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	30	0.064	0.025 – 0.104	0.147	1.16	58	.127 ^{NS}	N.S.	0.75	.227 ^{NS}	.023
	PPF	30	0.031	0.000 – 0.072	0.034							
S-MM	PPR	30	0.072	0.045 – 0.100	0.096	1.75	58	.043 *	N.S.	1.43	.077 ^{NS}	.052
	PPF	30	0.038	0.010 – 0.066	0.043							
S-TP	PPR	30	0.153	0.086 - 0.220	0.235	0.89	58	.189 ^{NS}	N.S.	0.11	.456 ^{NS}	.014
	PPF	30	0.110	0.040 – 0.180	0.105							
S-DA	PPR	30	0.506	0.334 – 0.678	0.552	1.04	58	.151 ^{NS}	N.S.	0.79	.216 ^{NS}	.019
	PPF	30	0.377	0.199 – 0.555	0.362							

PPR = Prótesis Parcial Removible

PPF = Prótesis Parcial Fija

S = Estudio

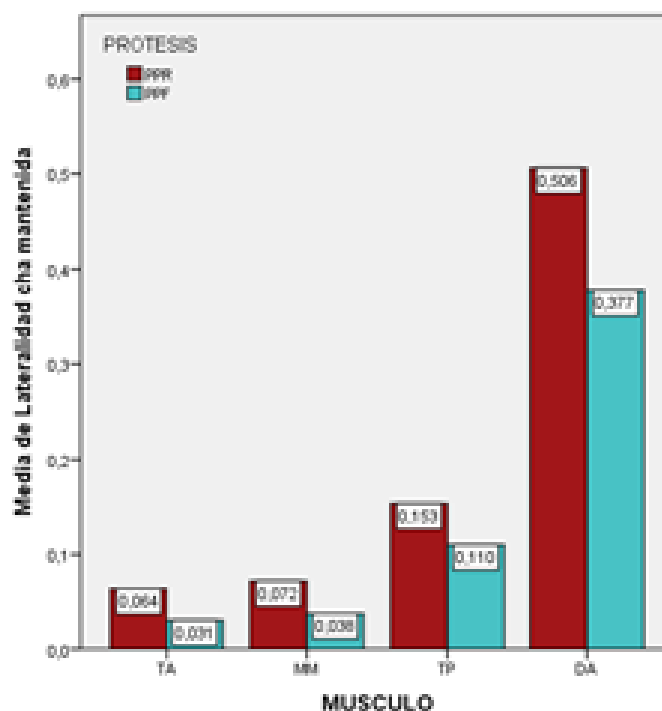
TA = Temporal Anterior

MM = Masetero

TP = Temporal posterior

DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$)



Gráfica 14. Diferencia entre 2 prótesis en lateralidad derecha mantenida

Como resumen global de estos análisis se llega a la conclusión de que en general no hay diferencia entre las prótesis removibles y fijas. Y cuando lo hacen aparecen de forma esporádica, en algunas variables, y con escasa fortaleza puesto que los tamaños del efecto son pequeños.

I.V.6 Análisis inferencial por grupos

Diferencias entre el lado de estudio y el lado de control

Relacionados con el objetivo nº 3:

Analizamos y comparamos los niveles de actividad eléctrica del lado rehabilitado con respecto al no rehabilitado con el fin de establecer si existen cambios electromiográficos relacionados con las nuevas rehabilitaciones. En este objetivo se procede a comparar los valores de las variables estandarizadas entre el lado de estudio y el de control del mismo participantes (factor intrasujeto, o de diferencias intraindividuales). Dado que los resultados anteriores, nos han llevado a la conclusión de que entre las prótesis no había diferencias significativas, y cuando las hubo fueron muy pequeñas y por ello casi despreciables, en el caso de las variables del lado de estudio, se han considerado de forma conjunta todos los datos de ambas prótesis. Por tanto se va a proceder a comparar el lado de estudio rehabilitado (con independencia de qué tipo de prótesis se utilizó) con el lado de control sano con dientes naturales.

Para ello se han empleado el test de Student de medidas repetidas (muestras relacionadas) puesto que las variables de los lados de estudio y control, se han tomado en el mismo sujeto. A la vista de la ya comentada falta de normalidad en algunas de las variables, de nuevo se ha doblado el análisis con la alternativa no paramétrica correspondiente (el Test de Wilcoxon) para aumentar la confiabilidad estadística con la expectativa de que de nuevo se obtengan valores similares en las P-sig. Así mismo se ha estimado el valor del tamaño del efecto con R^2 .

Al haberse detectado diferencias significativas en los valores absolutos originales y puesto que las medias de estas variables fueron las que se tomaron como valor de referencias para la estandarización de las variables, se deduce que de seguir este análisis con las variables estandarizadas estaríamos falseando las previsibles diferencias entre el lado con prótesis y el contralateral. Para evitar esto, se decidió que para esta parte del análisis estadístico se van a emplear los valores originales en todos los músculos y posiciones.

Los resultados se exponen en las tablas que siguen, de nuevo, agrupadas por postura de medición. Las P de significación de nuevo se estiman a una cola, ante la expectativa de la existencia de diferencias. Los resultados se presentan agrupando las variables en una misma postura, en las tablas de la 28 a la 36.

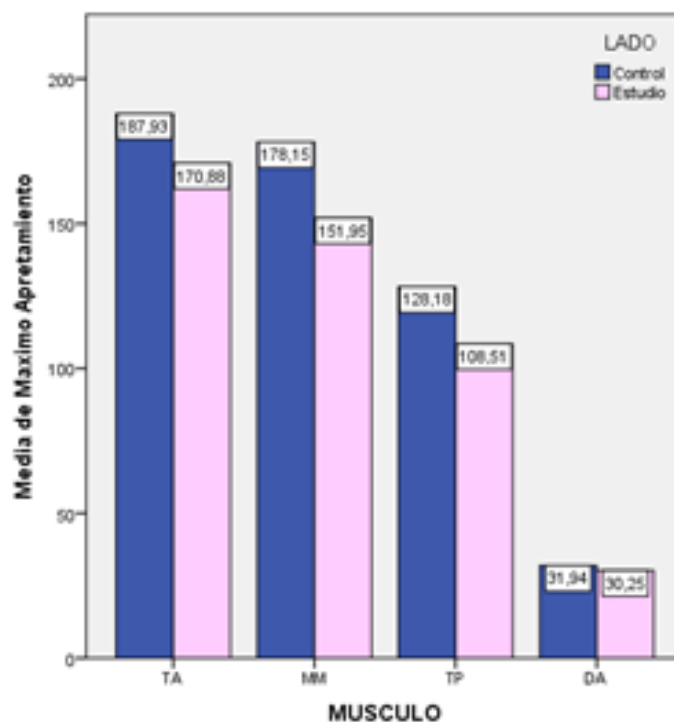
Máximo Apretamiento (tabla 28). Para el análisis de esta variable no tiene sentido emplear los valores estandarizados, puesto que por definición de los mismos, las medias de todas ellas en estudio y control y en los 4 músculos, es igual a la unidad (1.000). Por tanto, como excepción, se ha realizado este contraste con los valores absolutos originales. Se han encontrado diferencias significativas en tres músculos: TA para $P < .05$, MM para $P < .01$ y TP para $P < .01$, coincidiendo los resultados de Student con la alternativa de Wilcoxon. En todas estas variables, los valores medios del lado de control son superiores a los valores medios del lado rehabilitado con prótesis. Los tamaños del efecto correspondientes son pequeños en TA y TO ($< .100$) y moderado en el caso del MM (.150 aproximadamente). En la variable DA no se ha encontrado diferencias que se puedan considerar como estadísticamente significativas ($P > .05$).

Tabla 28: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: **Máximo apretamiento.**

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R ²
					T	gl	P		/Z/	P	
TA	Control	187.87	168.93 – 206.82	73.33	2.17	59	.017 *	1.31 – 32.68	2.09	.019 *	.074
	Estudio	170.88	154.40 – 187.35	63.76							
MM	Control	178.15	156.85 – 199.35	82.07	3.17	59	.001**	9.67 – 42.72	3.13	.001**	.146
	Estudio	151.95	132.24 – 171.65	76.27							
TP	Control	128.18	109.24 – 124.03	73.33	2.44	59	.009**	3.54 – 35.80	2.45	.007**	.092
	Estudio	108.51	92.99 – 124.03	60.08							
DA	Control	31.94	26.24 – 37.64	22.06	0.89	59	.190 ^{NS}	N.S.	1.07	.143 ^{NS}	.013
	Estudio	30.35	25.59 – 35.11	18.43							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo (P>.05) * = Significativo al 5% (P<.05) ** = Altamente significativo al 1% (P<.01)



Gráfica 15. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en máximo apretamiento.

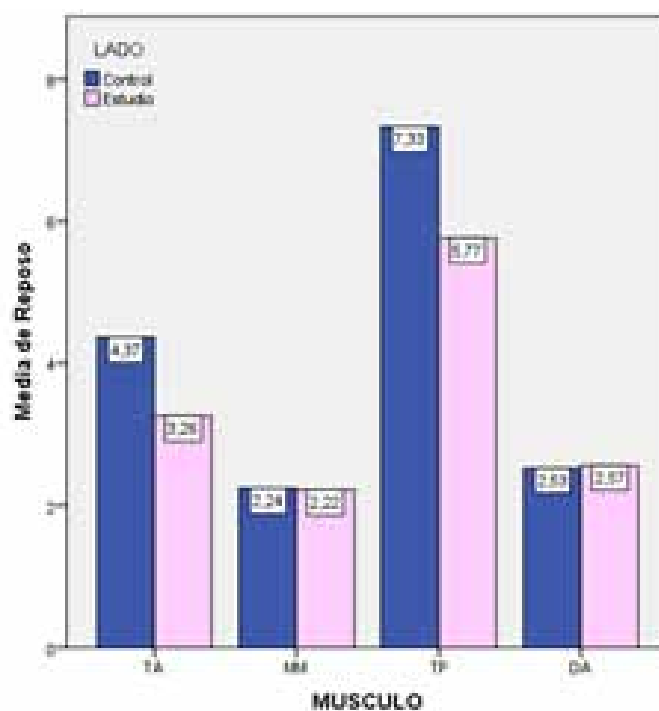
Reposo (tabla 29). En esta posición, el test de Student detecta diferencias significativas ($P < .05$) en las variables de los músculos TA y TP aunque con tamaño del efecto pequeños. De hecho el test alternativo de Wilcoxon, no es capaz de confirmar estas significaciones ($P > .05$) por lo que las pone en entredicho. En las variables de MM y DA, por su parte, no existen diferencias significativas entre los lados de control y estudio ($P > .05$) según coinciden ambos test estadísticos.

Tabla 29: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Reposo*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	4.37	3.10 – 5.64	4.91	1.92	59	.030 *	0.16 – 2.05	1.13	.129 ^{NS}	.059
TA Estudio		3.26	2.55 – 3.97	2.76							
MM Control	30	2.24	1.59 – 2.89	2.51	0.06	59	.475 ^{NS}	N.S.	0.08	.469 ^{NS}	.000
MM Estudio		2.22	1.68 – 2.76	2.09							
TP Control	30	7.33	5.53 – 9.13	6.98	1.85	59	.035 *	0.18 – 2.95	1.51	.065 ^{NS}	.055
TP Estudio		5.77	4.39 – 7.14	5.32							
DA Control	30	2.53	1.94 – 3.13	2.31	-0.16	59	.439 ^{NS}	N.S.	0.25	.401 ^{NS}	.000
DA Estudio		2.57	1.97 – 3.17	2.32							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$)



Gráfica 16. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en reposo.

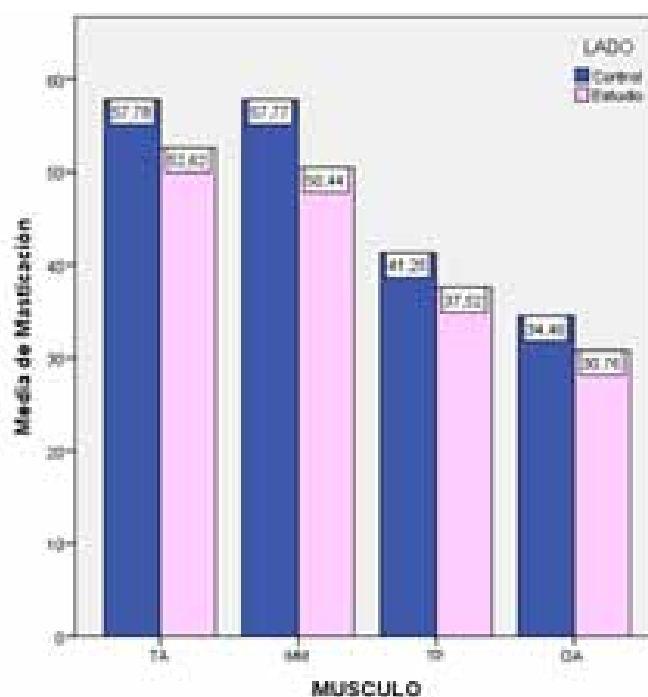
Masticación (tabla 30). En este caso, el test de Student detecta diferencias que podrían ser consideradas como casi significativas ($P < .100$) en las variables de TA y MM, aunque la alternativa de Wilcoxon no las confirma ($P > .100$). Por otro lado, ambos procedimientos coinciden en afirmar la existencia de diferencias entre el lado rehabilitado y el contralateral, que son significativas al menos para $P < .05$, en TP y en DA, tales que en los dos músculos, los valores del lado de control son superiores a los del lado con prótesis. Los tamaños del efecto son, no obstante, pequeños.

Tabla 30: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Masticación*.

Variable / Lado	N	Media	IC al 95%	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	57.78	50.68 – 64.88	27.48	1.37	59	.088 NS	N.S.	1.13	.130 NS	.031
Estudio		52.62	47.46 – 57.77	19.95							
MM Control	30	57.77	47.74 – 67.79	38.80	1.46	59	.076 NS	N.S.	1.15	.125 NS	.035
Estudio		50.44	44.60 – 56.28	22.60							
TP Control	30	41.25	37.10 – 45.40	16.06	1.78	59	.041 *	0.29 – 7.16	1.67	.049 *	.051
Estudio		37.52	32.15 – 42.90	20.81							
DA Control	30	34.46	29.74 – 39.18	18.27	2.35	59	.011 *	0.55 – 6.83	2.78	.003**	.086
Estudio		30.76	27.27 – 34.26	16.52							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)



Gráfica 17. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en masticación

Deglución (tabla 31). En esta posición, las diferencias observadas entre ambos lado no pueden ser consideradas como estadísticamente significativas ($P > .05$).

Tabla 31: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Deglución*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	11.17	7.88 – 14.55	13.09	0.12	59	.452 ^{NS}	N.S.	0.82	.206 ^{NS}	.000
Estudio		10.98	7.30 – 14.67	14.26							
MM Control	30	8.59	6.12 – 11.06	9.56	-0.04	59	.484 ^{NS}	N.S.	0.75	.227 ^{NS}	.000
Estudio		8.64	6.21 – 11.08	9.44							
TP Control	30	21.18	7.51 – 34.86	52.93	1.08	59	.143 ^{NS}	N.S.	1.54	.062 ^{NS}	.019
Estudio		19.52	7.50 – 31.54	46.55							
DA Control	30	19.00	11.50 – 26.52	29.07	-1.44	59	.078 ^{NS}	N.S.	1.15	.126 ^{NS}	.034
Estudio		21.56	10.82 – 32.30	41.57							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)

Gráfica 18. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en deglución

Apertura máxima (tabla 32). En esta posición, no se han detectado diferencias significativas ($P>.05$) entre los lados de control y estudio.

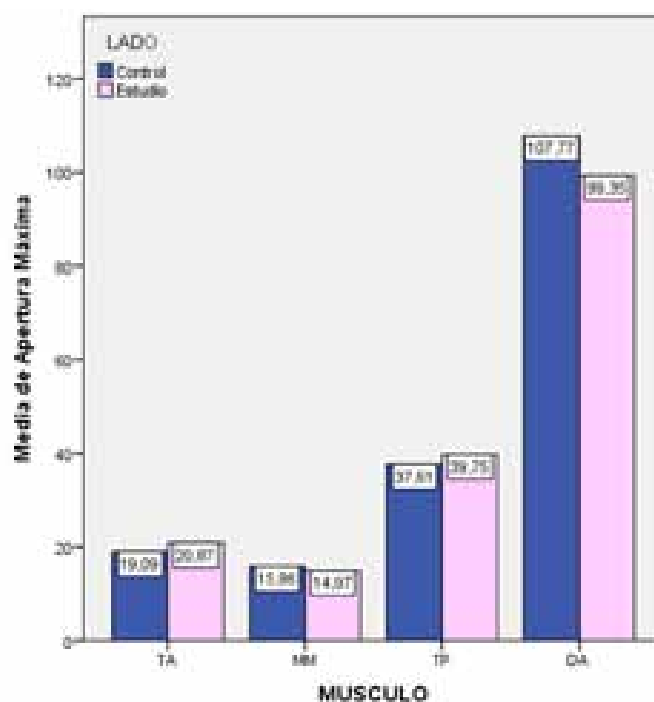
Tabla 32: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.

Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Apertura máxima*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA	30	19.09	14.96 – 23.22	15.84	-1.06	59	.147 ^{NS}	N.S.	0.90	.184 ^{NS}	.019
Estudio		20.87	16.94 – 24.80	15.09							
MM	30	15.86	13.09 – 18.63	10.62	0.81	59	.211 ^{NS}	N.S.	1.09	.138 ^{NS}	.011
Estudio		14.97	12.20 – 17.75	10.65							
TP	30	37.61	31.16 – 44.06	24.74	-0.65	59	.259 ^{NS}	N.S.	1.12	.131 ^{NS}	.007
Estudio		39.75	31.92 – 47.58	30.04							
DA	30	107.77	91.69 – 123.84	61.69	1.18	59	.122 ^{NS}	N.S.	0.36	.359 ^{NS}	.023
Estudio		99.35	87.52 – 111.19	45.41							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P>.05$)



Gráfica 19. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en apertura máxima.

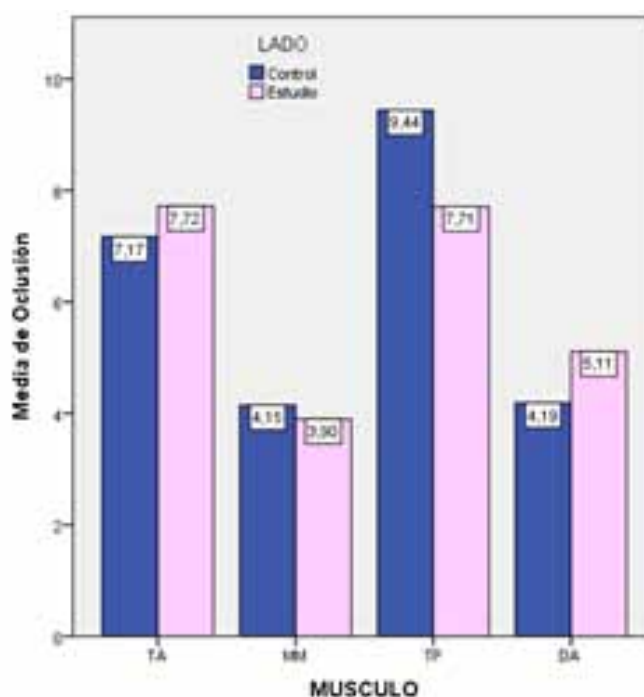
Oclusión (tabla 33). No se encuentran diferencias significativas ($P>.05$) no en TA ni en MM. En cuanto al músculo TP, el test de Student indica que la diferencia podría ser considerada como casi significativa ($P<.100$) en tanto que la alternativa no-paramétrica ya la señala como significativa ($P<.05$) por lo que podemos admitir que hay indicios que apuntan en la línea de que los valores en el lado control sean superiores que en el de estudio. Por su parte, en DA, ambos test objetivan una diferencia significativa ($P<.05$) tal que la media en el lado de control, esta vez es inferior a la del lado con prótesis, aunque el tamaño del efecto es bajo.

Tabla 33: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: **Oclusión**.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	7.17	5.34 – 9.00	7.09	-0.76	59	.227 NS	N.S.	0.27	.394 NS	.010
TA Estudio		7.72	5.49 – 9.56	8.64							
MM Control	30	4.15	3.18 – 5.13	3.78	0.46	59	.323 NS	N.S.	1.12	.131 NS	.004
MM Estudio		3.90	3.00 – 4.81	3.50							
TP Control	30	9.44	7.44 – 11.44	7.73	1.64	59	.054 NS	N.S.	1.70	.045 *	.043
TP Estudio		7.71	5.51 – 9.91	8.52							
DA Control	30	4.19	0.64 – 7.74	13.75	-2.32	59	.012 *	0.13 – 1.71	2.19	.014 *	.084
DA Estudio		5.11	0.94 – 9.29	16.17							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P>.05$) * = Significativo al 5% ($P<.05$)



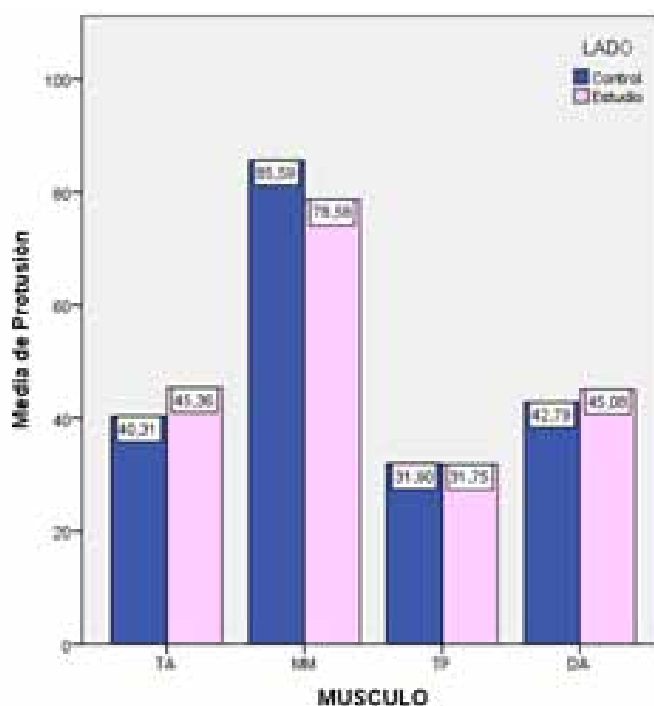
Gráfica 20. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en oclusión.

Protusión (tabla 34). En esta posición, no se han encontrado diferencias que se puedan considerar como estadísticamente significativa ($P < .05$).

Tabla 34: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Protusión*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA	Control	40.31	24.53 – 56.08	61.06	-0.43	59	.334 NS	N.S.	0.52	.303 NS	.003
	Estudio	45.36	18.98 – 71.75	102.13							
MM	Control	85.59	64.55 – 106.63	81.45	1.23	59	.111 NS	N.S.	1.30	.097 NS	.025
	Estudio	78.58	59.51 – 97.65	73.83							
TP	Control	31.90	19.50 – 44.30	48.02	0.04	59	.483 NS	N.S.	1.02	.154 NS	.000
	Estudio	31.75	14.03 – 49.46	68.29							
DA	Control	42.79	29.36 – 56.22	51.99	-0.95	59	.174 NS	N.S.	0.40	.344 NS	.015
	Estudio	45.08	29.59 – 60.57	59.95							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico
N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 21. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en Protrusiva.

Lateralidad izquierda mantenida (tabla 35). En este grupo de variables, no se han encontrado diferencias que se puedan admitir como estadísticamente significativas ($P > .05$).

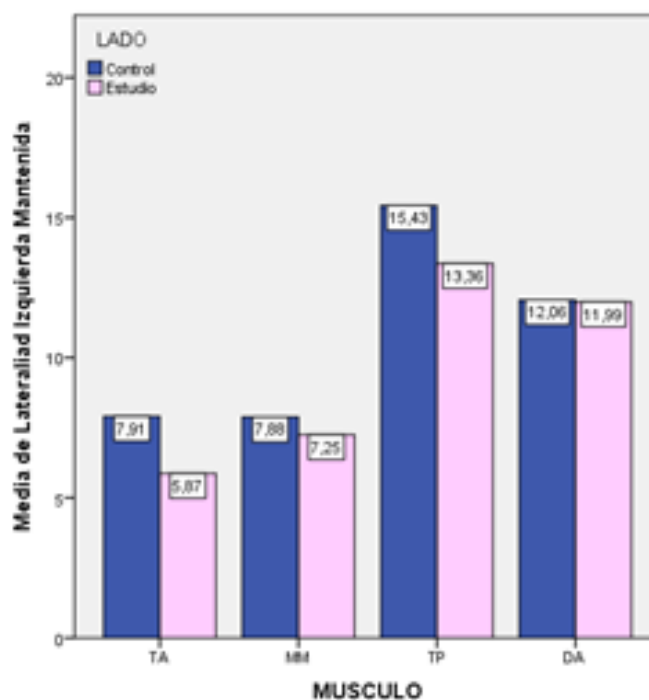
Tabla 35: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.

Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Lateralidad izquierda mantenida*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	7.91	1.90 – 13.93	23.08	0.90	59	.187 NS	N.S.	0.47	.320 NS	.014
TA Estudio		5.87	3.06 – 8.68	10.78							
MM Control	30	7.88	4.88 – 10.88	11.51	0.58	59	.281 NS	N.S.	0.52	.300 NS	.006
MM Estudio		7.25	3.70 – 10.80	13.62							
TP Control	30	15.43	10.88 – 19.99	17.47	0.76	59	.225 NS	N.S.	0.73	.233 NS	.010
TP Estudio		13.36	8.71 – 18.02	17.86							
DA Control	30	12.06	8.49 – 15.63	13.70	0.06	59	.478 NS	N.S.	0.20	.422 NS	.000
DA Estudio		11.99	8.89 – 15.08	11.88							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 22. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en lateralidad izquierda mantenida.

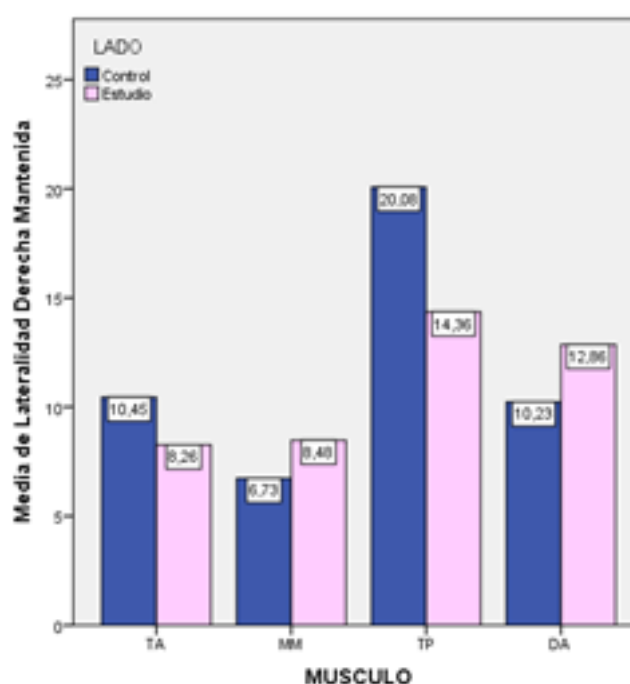
Lateralidad derecha mantenida (tabla 36). Para terminar con el análisis de este objetivo, en esta posición no se han encontrado diferencias significativas ($P > .05$) aunque es cierto que se podría hablar de una casi significación en todas ellas con la excepción de TA. No obstante, de confirmarse las tendencias apuntadas por los valores medios de MM, TP y DA, los tamaños de efecto correspondientes son pequeños.

Tabla 36: Test de diferencia entre 2 medias en medidas repetidas.
Relación variables de Potencial eléctrico con Lado (S/C). Posición: *Lateralidad derecha mantenida*.

Variable / Lado	N	Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Wilcoxon		Tamaño del efecto: R^2
					T	gl	P		/Z/	P	
TA Control	30	10.45	3.52 – 17.38	26.36	1.05	59	.149 NS	N.S.	0.67	.252 NS	.019
TA Estudio		8.26	3.37 – 13.15	18.60							
MM Control	30	6.73	3.50 – 6.96	12.30	-1.13	59	.131 NS	N.S.	1.46	.073 NS	.022
MM Estudio		8.48	5.43 – 11.53	11.60							
TP Control	30	20.08	13.48 – 26.69	25.12	1.55	59	.063 NS	N.S.	1.39	.083 NS	.041
TP Estudio		14.36	9.12 – 19.60	19.94							
DA Control	30	10.23	7.08 – 13.38	11.97	1.66	59	.052 NS	N.S.	1.47	.071 NS	.046
DA Estudio		12.86	9.27 – 16.44	13.63							

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)



Gráfica 23. Diferencia entre lado rehabilitado y lado control en lateralidad derecha mantenida.

A modo de resumen, se puede concluir que han aparecido algunas diferencias poco significativas entre ambos lados, pero que no hay un gran cambio entre el lado control y el lado de estudio.

IV.7. Análisis de relación con la edad.

Evaluar si los patrones electromiográficos obtenidos están relacionados con la edad

Relacionados con el objetivo nº 4:

Para el estudio del posible efecto de la Edad sobre los potenciales eléctricos, y puesto que todas las variables a asociar son de tipo cuantitativo, el método más adecuado para obtener estas correlaciones es el coeficiente de Pearson. Las asimetrías que producen desajuste con el modelo de la normal que se han encontrado en algunas de las variables pueden ser un obstáculo para la detección de asociaciones con este método. En estas situaciones, en su lugar, se suele emplear el coeficiente no-paramétrico de Spearman que es más resistente a este tipo de desvíos de las variables con respecto al modelo de la normal gaussiana. De la misma manera que en los análisis de los objetivos anteriores, se ha optado por duplicar el análisis empleando ambos métodos para cada asociación, con la intención de aumentar la confiabilidad estadística, si los resultados son similares.

La estimación de las correlaciones se ha realizado, de forma independiente del tipo de prótesis utilizada (es decir con todos los casos) pero sí que se ha efectuado de forma separada para el lado de estudio y para el lado contralateral de control.

Los resultados se resumen en las tablas que siguen. En ellas, se presentan los valores de los coeficientes de Pearson y Spearman, junto a sus P de significación respectivas. Se han agrupado las mediciones tomadas en los 4 músculos en dos posturas para evitar una mayor número de tablas, es decir en aras a mejorar la presentación de resultados.

Relación de la Edad con los potenciales eléctricos, medidos en el lado contralateral de control: Relacionados con el objetivo n° 4.

La mayoría de los coeficientes obtenidos no alcanzan la intensidad suficiente como para ser consideradas como estadísticamente significativas. Aparecen algunas casi significaciones ($P < .100$) y algún coeficiente significativo (al menos para $P < .05$) de forma esporádica. Son los siguientes:

Con el músculo M en reposo se observa relación directa (0.463; $P < .01$) es decir que al valor del potencial es más elevado en los casos con más edad (tabla 37) según Spearman.

Tabla 37: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado contralateral.
Posiciones: **Máximo apretamiento y reposo.**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig.	Spearman	P-sig.	Pearson	P-sig.	Spearman	P-sig.
	Máximo apretamiento				Reposo			
TA	0.074	.349 NS	-0.013	.473 NS	0.248	.094 NS	0.304	.051 NS
MM	0.210	.133 NS	0.188	.160 NS	0.267	.077 NS	0.463	.005**
TP	0.152	.211 NS	0.107	.288 NS	0.053	.390 NS	0.102	.296 NS
DA	-0.083	.332 NS	0.002	.496 NS	-0.270	.075 NS	0.027	.443 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico
N.S. = NO significativo ($P > .05$) **=Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

En masticación y deglución no se observó ningún cambio significativo (tabla 38).

Tabla 38: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..

Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado contralateral.

Posiciones: **Masticación y Deglución.**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig.	Spearman	P-sig.	Pearson	P-sig.	Spearman	P-sig.
	<i>Masticación</i>				<i>Deglución</i>			
TA	0.014	.470 NS	-0.101	.299 NS	0.010	.480 NS	-0.100	.299 NS
MM	0.124	.256 NS	0.100	.299 NS	0.033	.430 NS	0.149	.216 NS
TP	0.140	.230 NS	0.159	.200 NS	0.251	.091 NS	0.157	.203 NS
DA	-0.251	.091 NS	-0.136	.237 NS	-0.060	.377 NS	-0.228	.113 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo (P>.05)

Con el MM en apertura máxima (Spearman: 0.28P<.05) y en oclusión (Spearman 0.468; P<.01) de nuevo (tabla 39).

Tabla 39: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..

Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado contralateral.

Posiciones: **Apertura máxima y Oclusión.**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	<i>Apertura máxima</i>				<i>Oclusión</i>			
TA	0.047	.400 NS	0.037	.424 NS	0.074	.348 NS	-0.006	.487 NS
MM	0.261	.086 NS	0.360	.028 *	0.287	.062 NS	0.468	.005**
TP	0.100	.303 NS	0.183	.172 NS	0.094	.310 NS	0.143	.226 NS
DA	0.164	.197 NS	-0.072	.355 NS	0.000	.500 NS	-0.037	.423 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo (P>.05) * = Significativo al 5% (P<.05) ** = Altamente significativo al 1% (P<.01)

Y con TA (Pearson: 0.277; $P < .05$), con TP (Pearson: 0.431; $P < .01$) y con DA (Pearson: 0.322; $P < .05$) todas en protrusión (tabla 40).

Tabla 40: *Coefficientes de correlación de Pearson y Spearman..*
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado contralateral. **Posición Protrusiva**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	<i>Protrusión</i>			
TA	0.382	.019 *	0.087	.323 NS
MM	0.277	.070 NS	-0.058	.381 NS
TP	0.431	.009 **	0.261	.081 NS
DA	0.322	.041 *	-0.033	.493 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior
DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

Tabla 41: *Coefficientes de correlación de Pearson y Spearman..*
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado contralateral.
Posiciones: **Lateralidad izquierda y derecha mantener**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	<i>Lat. Izquierda mantener</i>				<i>Lat. Derecha mantener</i>			
TA	-0.079	.343 NS	-0.079	.343 NS	-0.062	.373 NS	-0.145	.223 NS
MM	0.185	.168 NS	0.185	.168 NS	-0.096	.307 NS	-0.130	.295 NS
TP	-0.079	.342 NS	-0.079	.342 NS	-0.214	.128 NS	-0.207	.137 NS
Da	-0.036	.426 NS	-0.036	.426 NS	-0.027	.443 NS	-0.006	.488 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

Relación de la edad con los potenciales eléctricos, medidos en el lado de estudio rehabilitado con prótesis.

Como en la otro lado, la gran mayoría de los coeficientes obtenidos no alcanzan la intensidad suficiente de modo que no son estadísticamente significativos ($P > .05$). Se aprecian algunas casi significaciones ($P < .100$) y algún coeficiente significativo (al menos para $P < .05$) también de forma esporádica:

Con TA en reposo, y con ambos métodos (Pearson: 0.311; $P < .05$ y Spearman: 0.371; $P < .05$) se ha objetivado una relación directa tal que los valores en el potencial eléctrico son más elevados en los sujetos de más edad (tabla 42).

Tabla 42: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado estudio.
Posiciones: **Máximo apretamiento y reposo.**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Máximo apretamiento				Reposo			
TA	0.239	.102 NS	0.233	.473 NS	0.311	.047 *	0.371	.022 *
MM	0.244	.096 NS	0.155	.160 NS	0.258	.084 NS	0.365	.024 *
TP	-0.011	.478 NS	-0.021	.288 NS	0.203	.140 NS	0.078	.341 NS
DA	0.175	.178 NS	0.217	.496 NS	0.187	.161 NS	0.123	.259 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) **=Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

Con MM (Spearman: 0.455; $P < .01$) y con TP (Spearman: 0.320; $P < .05$) aparece una relación directa en deglución (tabla 43)

Tabla 43: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado estudio.
Posiciones: **Masticación y Deglución.**

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Masticación				Deglución			
TA	0.307	.050 NS	0.303	.052 NS	0.236	.105 NS	0.107	.287 NS
MM	-0.007	.486 NS	-0.032	.433 NS	0.455	.006 **	0.206	.137 NS
TP	0.166	.193 NS	0.289	.061 NS	0.320	.043 *	0.240	.101 NS
DA	-0.065	.367 NS	0.060	.377 NS	0.213	.129 NS	0.038	.420 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$)

Con TA, tanto en apertura máxima (Pearson: 0.374; $P < .05$ y Spearman: 0.397; $P < .05$) como en oclusión (Pearson: 0.429; $P < .01$ y Spearman: 0.350; $P < .05$); en ambas posturas con relación directa (tabla 44).

Tabla 44: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..

Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado estudio.

Posiciones: *Apertura máxima y Oclusión.*

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Apertura máxima				Oclusión			
TA	0.374	.023 *	0.397	.017 *	0.429	.009**	0.350	.029 *
MM	-0.120	.267 NS	0.073	.353 NS	0.252	.089 NS	0.167	.189 NS
TP	0.121	.265 NS	0.163	.199 NS	0.042	.412 NS	-0.061	.375 NS
DA	0.052	.395 NS	0.042	.415 NS	0.279	.068 NS	0.165	.191 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

Con MM (Person: 0.355; $P < .05$), con TP (Pearson: 0.405; $P < .05$) y con DA (Pearson: 0.319; $P < .05$) en protusión (tabla 45).

Tabla 45: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..

Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado estudio. *Posición Protusiva*

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Protusión			
TA	0.240	.101 NS	0.171	.183 NS
MM	0.355	.027 *	0.008	.483 NS
TP	0.405	.013 *	0.259	.083 NS
DA	0.319	.043 *	-0.023	.452 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior
DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

Y con MM (Pearson: -0.305; $P < .05$ y Spearman: -0.392; $P < .05$) en la posición de lateralidad derecha mantener, se ha observado una relación inversa por la cual, serían los casos con menor edad los que tienen valores más altos en la variable (tabla 46).

Tabla 46: Coeficientes de correlación de Pearson y Spearman..
Relación de la Edad con las variables de Potencial eléctrico en el lado estudio.
Posiciones: Lateralidad izquierda y derecha, mantener

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Lat. Izquierda mantener				Lat. Derecha mantener			
TA	0.074	.352 NS	0.027	.444 NS	-0.062	.373 NS	0.001	.499 NS
MM	0.310	.051 NS	0.163	.199 NS	-0.351	.029 *	-0.392	.016 *
TP	0.214	.133 NS	0.179	.176 NS	-0.088	.322 NS	-0.276	.070 NS
Da	0.140	.234 NS	0.093	.315 NS	-0.051	.394 NS	-0.067	.363 NS

TA = Temporal Anterior MM = Masetero TP = Temporal posterior DA = Digástrico

N.S. = NO significativo ($P > .05$) * = Significativo al 5% ($P < .05$) ** = Altamente significativo al 1% ($P < .01$)

V. DISCUSIÓN

METODOLOGÍA EMPLEADA

Selección de la muestra

Los sujetos del estudio se seleccionaron en el Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la U.C.M donde se derivan los pacientes procedentes del departamento de cirugía bucal para la rehabilitación de implantes osteointegrados.

La selección se hizo por el método de inclusión consecutiva de casos o muestreo consecutivo, en el que se seleccionan los pacientes que cumplen los criterios de inclusión y exclusión.

Aunque el muestreo consecutivo es una técnica no probabilística, ya que no todos los sujetos tienen la misma probabilidad de ser incluidos, puede ser representativa de la población objeto del estudio ¹⁰².

Normalización de datos.

Para anular la variabilidad causada por estos factores biológicos y/o técnicos se necesita realizar una normalización de los datos electromiográficos obtenidos. Todos los valores se expresan respecto a un valor de referencia obtenido por los mismos electrodos en la misma sesión. De este modo se pueden comparar los valores electromiográficos entre sí en diferentes movimientos, posiciones y entre distintos individuos ^{65,64,84,94}.

Existe cierta controversia en cuanto a cómo se debe registrar dicho valor de referencia. Algunos autores propugnan el empleo del máximo esfuerzo voluntario, mientras que otros consideran este máximo esfuerzo debe ser medido mediante el uso de un dinamómetro, ya que demuestran que por encima del 80% de contracción máxima la señal EMG se vuelve inestable ^{64,206}. En sujetos con patología neuromuscular, se aconseja emplear como valor de referencia la actividad electromiográfica durante el reposo, pese a no ser un valor de referencia suficientemente preciso ⁸⁴.

Así mismo, para la normalización de datos se puede emplear como valor de referencia el pico máximo de actividad electromiográfica o incluso calcular el valor promedio de varios picos máximos. El inconveniente que presenta esta técnica de normalización radica, en que el operador debe escoger dichos valores¹³⁰. Otro método de normalización es el uso del valor medio absoluto, con el que se calcula el valor de la amplitud de la señal en función del tiempo.

En cualquiera de los casos, hay que tener en cuenta que una vez normalizados los datos, la señal electromiográfica registrada ha sido transformada y parte de la información se pierde durante el proceso^{65,64,84}.

Según las recomendaciones de la SENIAM se aconseja elegir el valor medio absoluto más alto de entre tres intentos consecutivos de alcanzar el valor máximo de contracción voluntaria²⁰⁷. La contracción debe ser lo más isométrica posible, breve en el tiempo (en torno a los 5 segs) con períodos de descanso de unos 2 min para que no disminuya la contribución de las fibras rápidas a la fuerza, es decir, para que no aparezcan signos de fatiga muscular.

Tal y como propugnan Lobbezoo y cols.⁹⁴, y siguiendo el protocolo propuesto por SENIAM, en este estudio se toma como valor de referencia el valor de actividad electromiográfica media obtenido de los registros de máxima contracción voluntaria en máxima intercuspación mantenidos durante 2 segundos. El resto de valores de actividad media absoluta obtenidos en los distintos registros se expresan como un porcentaje con respecto a este valor de referencia elegido.

La comparación de resultados entre estudios es muy problemática por la falta de estandarización de los protocolos y las distintas metodologías empleadas^{81,208}, sobretudo en cuanto al tipo de sensor empleado, localización, distancia interelectrodo y el empleo de distintos sistemas de registro¹³⁴. Debido a la gran variabilidad en los protocolos de medida y en la estimación de los parámetros, no es siempre posible comparar la información obtenida en distintos estudios. Es fundamental la normalización de datos para poder comparar los resultados de distintos estudios publicados en la literatura.

Selección de la técnica

La electromiografía (EMG) es una herramienta complementaria que puede aportar conocimientos sobre la fisiología muscular y ayudar en el diagnóstico diferencial y el seguimiento de diferentes trastornos^{103,104}. La electromiografía de superficie permite cuantificar la actividad muscular, tanto en estado de reposo como durante diferentes funciones, de manera objetiva y reproducible, posibilitando así la comparación entre individuos. Es por tanto un método de investigación y evaluación útil y validado.

En el campo de la odontología existen instrumentos de medición electromiográficos, electrodos y técnicas muy sofisticadas y perfeccionadas. Actualmente es factible su aplicación en el estudio del sistema neuromuscular y los datos obtenidos pueden ser evaluados estadísticamente con plena seguridad¹⁰³.

A pesar de ser el mejor método disponible, la electromiografía no está exenta de inconvenientes, la mayoría inherentes a la propia técnica¹⁰⁵.

En ocasiones no hay un control adecuado de todos los elementos que pueden influir en la validez, reproducibilidad, sensibilidad y especificidad de la EMG de superficie^{106,107,108}.

La colocación de los electrodos, la posición del cuerpo y de la cabeza, la apertura o cierre de los ojos durante la toma de registros, las propiedades de los tejidos y características de la interfase piel electrodo, la resistencia de la piel, la temperatura y humedad, la fatiga muscular, etc., son algunos factores técnicos y biológicos que pueden afectar los registros electromiográficos. Todos estos factores pueden controlarse aplicando protocolos adecuados, que proporcionan la exactitud y reproducibilidad necesarias.

Según Castroflorio y cols¹⁰⁹ la falta de fiabilidad y sensibilidad que en muchos estudios previamente publicados ha demostrado la EMGS, se debe a errores metodológicos. Además estos autores afirman que gracias a los avances en el registro y procesamiento de la señal electromiográfica se ha mejorado la calidad de la información que puede ser obtenida mediante EMGS. Demuestran la reproducibilidad de la EMGS para los

músculos masetero y temporal anterior en reposo ^{111,112} y en máximo esfuerzo en máxima intercuspación ¹¹³ siempre y cuando se emplee una regleta para el reposicionamiento de los electrodos y la distancia interelectrodo sea siempre constante entre 10 y 30 mm, ya que ambos factores influyen en gran medida en la variabilidad de los registros electromiográficos ¹¹⁴.

PRUEBAS ESTÁTICAS

Según Okeson ¹¹⁰, la oclusión se define como la relación entre los dientes superiores e inferiores en contacto funcional durante la actividad de la mandíbula. Los estudios han sugerido que los factores determinantes de los cambios funcionales en el sistema estomatognático pueden conducir a un desequilibrio entre la oclusión, músculos de la masticación y la articulación temporomandibular.

Este apartado se encuentra conformado por siete registros: reposo, máximo apretamiento, apertura máxima, oclusión, protrusiva, lateralidad izquierda y lateralidad derecha.

REGISTRO EN POSICIÓN DE REPOSO

La posición postural mandibular también se denomina posición de reposo, es la altura del segmento inferior de la cara cuando la mandíbula está en su posición postural habitual, con un leve contacto entre los labios y un espacio entre los dientes (espacio libre interoclusal o espacio de inoclusión fisiológica). Corresponde a un espacio de 1-3 mm, este rango está dado por la relación de la mandíbula con el maxilar: mientras más retruida se encuentre la mandíbula, los valores son mayores y viceversa. Es la postura básica desde la cual se inician y donde terminan todos los movimientos mandibulares funcionales.

Los registros iniciales en reposo mostraron una ligera actividad muscular con valores similares para todas las variables, tanto del lado control como del lado rehabilitado respectivamente (Tabla 48), este hecho apoya la presencia de actividad electromiográfica en el registro en reposo en esta posición, ya que se registra actividad tónica en los músculos elevadores para contrarrestar la fuerza gravitacional.

Cooper en 2004¹¹⁶ mediante un cuestionario electrónico que fue desarrollado y administrado a un grupo internacional de dentistas familiarizados con el uso de instrumentación bioelectrónica. Se les pidió a los encuestados proporcionar información sobre las normas o parámetros ideales de movimiento de la mandíbula, y la función muscular masticatoria con electromiografía para establecer unos parámetros electrofisiológicos para el aparato estomatognático. En este estudio, se estableció unos valores fisiológicos de reposo en torno a 2 μ V llegando a considerarse dentro de la normalidad hasta 2,5 μ V.

Svensson en 2001¹¹⁷, mediante una revisión bibliográfica para evaluar el dolor muscular craneofacial coincide en afirmar que la actividad de los músculos masticadores en reposo es baja, pero considera fisiológico encontrar valores entre 3 μ V y 5 μ V, en sujetos sanos sin dolor.

El objetivo del estudio de Castroflorio y cols, en 2005¹¹⁸ fue probar la hipótesis de que los registros de la electromiografía de superficie (EMGs) hecha en posición de reposo mandibular en las áreas de los maseteros y el temporal anterior, son reproducibles en diferentes sesiones. Una plantilla fue diseñada y construida para permitir la colocación correcta de los electrodos entre una sesión y otra. Se examinó una muestra de 18 sujetos seleccionándose dos grupos homogéneos, para la edad, el sexo, y la morfología craneofacial. El primer grupo incluyó a sujetos asintomáticos sin signos o síntomas de disfunción de la articulación temporomandibular y el segundo grupo incluyó a pacientes que sufrían algún trastorno neuromuscular.

Los datos fueron obtenidos a partir de diferentes registros de EMG hechas en posición de reposo mandibular en diferentes sesiones. El electromiógrafo utilizado fue K6-I de la casa Myotronics®. Los valores que obtuvieron para el temporal anterior en reposo se encuentran en torno a 2,5 μV con los ojos abiertos y a 2 μV con los ojos cerrados. Para el músculo masetero los valores están en torno a los 1,8 μV . Los resultados mostraron y concluyeron que la reproducibilidad de las señales EMG del masetero y áreas del temporal anterior en posición de reposo mandibular es posible.

Rilo B y cols ¹³⁸, evaluaron la actividad electromiográfica del temporal anterior, el masetero superficial, y el vientre anterior del digástrico en 40 sujetos sanos. El valor promedio de todos registros en reposo fue de (1.9 μV). El valor más alto se obtuvo en el temporal anterior (2,83 μV) y el menor para el musculo masetero (1,42 μV).

Otro estudio, es el trabajo de Ferrario y cols en 1991 ¹¹⁹. En donde fueron estudiados los músculos maseteros, temporal anterior y el digástrico anterior con electromiografía de superficie. Cada músculo se puso a prueba en diferentes momentos y bajo tres condiciones distintas de relación intermaxilar: reposo, oclusión céntrica y máximo apretamiento voluntario. En todos los ensayos se utilizó el sistema BIO-PAK (Bio-Research Associates Inc., Milwaukee, WI, EE.UU). Las mediciones se realizaron en dos ensayos experimentales consecutivos separados por un intervalo de unos 15 días. Pese a que el electromiógrafo es un modelo diferente, el protocolo aplicado es muy similar al de este estudio. Obtienen en la prueba de reposo valores electromiográficos en torno a 2 μV para el temporal anterior 1,50 μV para el masetero y 2,5 μV para el músculo digástrico.

Lund y cols, en 1989 ¹²⁰ encontró que los valores de actividad electromiográfica en reposo para el músculo temporal anterior y el digástrico variaban entre 1,5 y 2,5 μV , y los del músculo masetero entre 1 y 2 μV .

Bakke y cols, en 1992 ¹²¹ no especifican el modelo y marca del electromiógrafo de superficie empleado pero encuentran en reposo para el músculo temporal anterior 4 ± 2 μV , para el temporal posterior 6 ± 4 μV y 2 ± 1 μV para el músculo masetero.

En el siguiente cuadro se observan los valores obtenidos por diferentes autores para el registro electromiográfico en reposo (Tabla 47)

Reposo

<i>Autor</i>	<i>Valor</i>	<i>Año</i>
Cooper ¹¹⁶	Normalidad hasta 2.5μV	2004
Svensson ¹¹⁷	Valores hasta entre 3 y 5μV	2001
Castroflorio y cols ¹¹⁸	TA -2.5 μV	2005
Ferrario y cols ¹¹⁹	TA -2μV M- 1.5μV D- 2.5μV	1991
Lund y cols ¹²⁰	TA- 1.5μV y 2,5μV D-1.5 μVy 2,5μV M -1μV y 2μV	1989
Bakke y cols ¹²¹	TA - 4 μVy 2μV TP- 6μV y 4μV M -2μV y 1μV	1992

Tabla 47. Cuadro resumen de valores absolutos en diferentes estudios

En nuestro estudio encontramos los siguientes valores para el lado control y el lado rehabilitado para los músculos estudiados, estos coinciden con los valores encontrados por Bakke y cols¹²¹, en el cual el músculo temporal posterior (TP) obtiene los valores más altos, seguido del musculo temporal anterior (TA) (Tabla 48).

<i>Musculo</i>	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
<i>Media</i>	4.37μV	3.26μV	2.24μV	2.22μV	7.33μV	5.77μV	2.53μV	2.57μV

Tabla 48. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Reposo

Estos valores son compatibles con el funcionamiento normal del sistema masticatorio, ya que los músculos temporales posteriores son los principales posicionadores de la mandíbula y, por tanto, se muestran más activos durante el reposo.^{124,125 123,122}

Parece que su activación proporciona a la mandíbula mayor estabilidad que la producida por el temporal anterior, posiblemente porque la porción anterior del músculo temporal está más alejada del eje de la articulación temporomandibular¹²².

REGISTRÓ DE MÁXIMA INTERCUSPACIÓN

La actividad eléctrica muscular registrada cuando el sujeto mantiene ambas arcadas dentales en contacto sin ejercer ninguna contracción presenta valores electromiográficos ligeramente superiores a los registrados en posición postural, aunque son de baja magnitud.

Al pasar de la posición postural de la mandíbula a su posición en oclusión dental se aprecia un ligero aumento de la actividad de todos los músculos. El par muscular que aumenta en mayor medida su actividad con respecto a la posición de reposo es el músculo temporal anterior tanto en el lado control como en el lado rehabilitado: TA aumenta del lado control $4.37\mu\text{V}$ en reposo a $7.17\mu\text{V}$ en máxima intercuspación. En el lado rehabilitado aumenta de $3.26\mu\text{V}$ en reposo a $7.72\mu\text{V}$ en máxima intercuspación.

En segundo lugar el músculo que presenta un mayor incremento de actividad es la porción posterior del músculo temporal: TP del lado control aumenta de $7.33\mu\text{V}$ a $9.44\mu\text{V}$ y del lado rehabilitado aumenta de $5.77\mu\text{V}$ a $7.71\mu\text{V}$ en máxima intercuspación.

Nuestros resultados coinciden con los obtenidos por Möller en 1966¹²⁶ el cual observa un aumento en el tono del músculo temporal tanto en su porción anterior (aumenta de $5\pm 0,2\mu\text{V}$ a $8\pm 0,6\mu\text{V}$) como en su porción posterior (de $5,5\pm 0,3\mu\text{V}$ a $7\pm 0,5\mu\text{V}$). En nuestro estudio los valores en reposo fueron ligeramente mayores en el músculo temporal posterior, en máxima intercuspación es el músculo temporal anterior el que registra el mayor valor al pasar de una postura a otra.

Miralles y cols.¹²⁷ realizan un estudio en un grupo de sujetos sanos donde obtienen valores en un claro aumento de la actividad del músculo digástrico: RDA de $8,99\pm 8,27\%$ aumenta desde el reposo de $27,77\pm 99,35\%$ y LDA de $9,74\pm 7,44\%$ aumenta a $23,65\pm 76,67\%$. En nuestro estudio el músculo digástrico del lado control aumenta de $2.53\mu\text{V}$ a $4.19\mu\text{V}$ y del lado rehabilitado aumenta más proporcionalmente que el músculo temporal posterior de $2.57\mu\text{V}$ a $5.11\mu\text{V}$. El siguiente cuadro muestra los valores obtenidos en máxima intercuspación por diferentes autores (Tabla 49).

Máxima intercuspidadación

<i>Autor</i>	<i>Valor</i>	<i>Año</i>
Möller ¹²⁶	TA $-5 \pm 0,2 \mu V$ a $8 \pm 6 \mu V$ TP- $5,5 \pm 0,3$ A $7 \pm 9 \mu V$	1966
Miralles y cols ¹²⁷	RD $8,99$ a $27,77 \mu V$ LD $9,74$ a $23,65 \mu V$	2007

Tabla 49. Cuadro resumen de valores absolutos en maxima intercuspación

En nuestro estudio el registro muscular más alto desde la posición de reposo a máxima intercuspidadación fue obtenido en la porción posterior del músculo temporal. (Tabla 50)

<i>Musculo</i>	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
<i>Media</i> μV	4.37	3.26	2.24	2.22	7.33	5.77	2.53	2.57

Tabla 48. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Reposo

<i>Variable</i>	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
<i>Media</i> μV	7.17	7.72	4.15	3.90	9.44	7.71	4.19	5.11

Tabla 50. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Máxima intercuspación

Möller ¹²⁸ además estudia otros músculos masticadores como el pterigoideo externo, que también aumenta su actividad al cambiar de posición; mientras que el masetero, el pterigoideo interno, digástrico, milohioideo y orbicular mantienen los mismos valores de actividad electromiográfica.

Los autores coinciden en afirmar que el músculo más activo en el mantenimiento de la oclusión dental es el músculo temporal, muy superior a la activación del músculo masetero ^{132,133} y a medida que se aumenta el esfuerzo muscular va aumentando la actividad del músculo masetero superando al músculo temporal ¹³⁴.

La oclusión es el acto de cierre de ambas arcadas dentales ¹³⁶. Tal y como se ha demostrado en los estudios previos se establece una correlación positiva entre número de contactos dentarios y el nivel de actividad electromiográfica, sobre todo para el músculo masetero ^{34,135}. Por tanto, la menor estabilidad oclusal que presentan los pacientes con ausencias dentales se ve reflejada en una menor activación de los músculos del aparato estomatognático cuando ambas arcadas dentales entran en contacto en oclusión dental.

REGISTRÓ EN MÁXIMO APRETAMIENTO

Es aquella posición en la que existe el mayor número posible de contactos oclusales entre las arcadas dentarias en máxima intercuspación en la que se consigue la máxima actividad de los músculos elevadores en el cierre y por tanto una mayor estabilidad de la mandíbula ^{137,138} todo ello regulado por los mecanismos de retroalimentación de los mecanorreceptores periodontales ^{139,140}.

Cooper ¹⁴¹ afirma que los valores electromiográficos mínimos fisiológicos aceptados para los músculos elevadores en máximo esfuerzo son de 125 μ V. En nuestro estudio este valor se cumple para los músculos temporales anteriores, los maseteros y el temporal posterior del grupo control, sin embargo el temporal posterior del grupo de estudio se encuentra por debajo del valor electromiográfico mínimo propuesto por el autor. A medida que se aumenta el esfuerzo muscular en esta posición el musculo temporal anterior y el masetero aumentan en mayor proporción que el resto su actividad ¹⁴⁸.

En el estudio de Cecilio y cols, en 2010 ¹⁴² en máximo apretamiento voluntario el temporal anterior presenta una actividad electromiográfica ligeramente superior a la del músculo masetero, lo que concuerda con nuestros resultados en los que se obtuvieron registros más altos para el temporal anterior, tanto del grupo de estudio como en el grupo control. Estos hallazgos difieren con la mayoría de estudios donde el músculo más activo en máximo esfuerzo es el músculo masetero. Se debe tener en cuenta que en la generación de fuerza muscular, influyen no solo la activación eléctrica, sino otros factores como el tamaño

muscular, de manera que a igual tensión los músculos más pequeños presentaran mayor actividad eléctrica.

La fuerza máxima que un músculo puede ejercer está en función de su número total de fibras y cuanto mayor es el grosor del músculo, mayor es la actividad eléctrica y mayor la fuerza que genera^{143,144,145}. La eficiencia muscular va a depender de factores como el tamaño del músculo, pero también de la ventaja mecánica que se define como el cociente entre la tensión muscular y fuerza generada. Tal y como demuestra el estudio de Throckmorton¹⁴⁶ el músculo masetero presenta una mayor ventaja mecánica que el temporal anterior, lo que supone que para producir la misma tensión muscular, el músculo temporal anterior debe generar mayor actividad eléctrica que el músculo masetero. Por ello al estudiar los valores electromiográficos de ambos músculos en máximo esfuerzo, no sorprende que el músculo temporal anterior sea más activo que el masetero.

El estudio de Bakke y cols,¹²¹ no especifica modelo y marca del electromiógrafo de superficie empleado y los valores electromiográficos obtenidos en máximo esfuerzo para el músculo temporal anterior son de $243 \pm 57 \mu V$, para el temporal posterior $196 \pm 71 \mu V$ y $220 \pm 97 \mu V$ para el músculo masetero. Son valores superiores a los de este estudio pero teniendo en cuenta el desconocimiento sobre el instrumental empleado estos resultados no son representativos.

Todo lo contrario a los resultados que obtienen Ferrario y cols¹¹⁹. La metodología empleada es similar, pese a que el instrumental no es el mismo. En máximo esfuerzo en máxima intercuspación, el músculo con mayor actividad electromiográfica es el masetero con $200 \mu V$. Son valores similares a los de este estudio ($RMM = 195,45 \pm 78,69 \mu V$ y $LMM = 189,44 \pm 76,09$). Sin embargo la actividad que registran para el músculo temporal anterior es inferior, en torno a los $150 \mu V$. Para los músculos digástricos obtienen aproximadamente $20 \mu V$, algo inferior a los resultados de este estudio.

Otro autor que también encuentra mayor actividad de temporal anterior que el músculo masetero es Rilo y cols,¹⁴⁷ los valores de actividad electromiográfica más elevados los presentan los músculos elevadores, en primer lugar el músculo temporal anterior y en

segundo lugar, el músculo masetero. Los valores EMG más bajos los presenta el músculo digástrico.

Como en el registro de oclusión dental, la actividad electromiográfica depende directamente de la estabilidad oclusal y del número de contactos dentarios posteriores^{149,150}. A mayor número de contactos dentarios, mayor es la capacidad del músculo para generar fuerza. En máxima intercuspación se alcanza la mayor fuerza posible por un mecanismo de retroalimentación positiva mediado por los mecano-receptores periodontales, que aumentan la frecuencia de los estímulos aferentes de los husos musculares, aumentando la actividad eléctrica y mecánica^{151,152}.

El siguiente cuadro resumen muestra los resultados más representativos obtenidos para el registro en máximo apretamiento (Tabla 51)

Máximo Apretamiento

<i>Autor</i>	<i>Valor</i>	<i>Año</i>
Cooper BC ¹⁴¹	125- μ V.	2004
Bakke y cols ¹²¹	TA- 243 \pm 57 μ V TP -196 \pm 71 μ V M -220 \pm 97 μ V	1992
Ferrario y cols ¹¹⁹	M- 200 μ V TA -150 μ V D- 20 μ V	1991
Rilo y cols ¹⁴⁷	RTA-154,33 \pm 1 16,0 6 μ V LTA-122,72 \pm 88.9 μ V RM- 121,92 \pm 99,70 μ V LM-126,53 \pm 102 μ V RD -14,11 \pm 6,70 μ V LD- 14,41 \pm 41 μ V	1997
Bakke y cols ¹³⁹	TA-258,4 \pm 116,3 μ V TP- 204,4 \pm 93,2 μ V M- 232,6 \pm 93,8 μ V	1991

Tabla 51. Cuadro resumen de valores absolutos en máximo apretamiento

En nuestro estudio (Tabla 52) el mayor valor obtenido coincide con Rilo y cols¹³⁹, para el músculo temporal anterior el cual obtiene el registro más alto; sin embargo el

músculo temporal posterior no alcanza dichos valores de actividad en el grupo rehabilitado con prótesis y en el grupo control ligeramente sobrepasa dicho valor, lo que corrobora que es un músculo cuya función primordial es el posicionamiento de la mandíbula y no la elevación de esta. Como se puede observar, el músculo temporal posterior era el más activo en reposo al igual que en oclusión dental, pese a que el temporal anterior comenzaba a cobrar importancia; y a medida que aumentamos el esfuerzo muscular en dicha posición, los músculos temporal anterior y masetero aumentan en mayor proporción que el resto, siendo los principales músculos elevadores.

Músculos	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media μV	187.87	170.88	178.15	151.95	128.18	108.51	31.94	30.35

Tabla 52. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Máximo apretamiento

REGISTRÓ DE MÁXIMA APERTURA

La apertura y cierre de la boca está completamente controlada por el sistema neuro-muscular, la anatomía de la mandíbula, las relaciones oclusales, los tejidos de soporte y las estructuras de la articulación temporomandibular¹⁵³. Por lo tanto es un movimiento útil para analizar las características de la actividad muscular masticatoria^{153,154}. Durante la fase de depresión mandibular en la apertura bucal, el primer músculo en activarse es el pterigoideo externo que enseguida alcanza valores máximos de actividad muscular y los mantiene hasta completar el movimiento, y por tanto es el principal músculo depresor. Los músculos suprahioides también intervienen en este movimiento de apertura, y aunque la amplitud de la actividad no es tan elevada, sin ellos no se podría completar de manera armónica la apertura bucal total. El vientre anterior del digástrico se activa posteriormente, 1,48 segundos después de que el músculo pterigoideo alcance su máxima actividad¹⁵⁶. Este autor indica, que cuando la actividad de los digástricos es muy elevada es indicativo de un desequilibrio en la actividad de otros grupos musculares.

En otro estudio Pancherz y cols¹⁵⁷ observaron que en la primera mitad de la fase de la apertura mandibular, la actividad EMG se registró exclusivamente a partir de los

músculos suprahioides. El hueso hioides se mueve hacia abajo, y hacia atrás durante la apertura de la mandíbula. El cierre mandibular fue precedido por la actividad EMG del masetero. Durante el cierre de la mandíbula el hueso hioides se mueve hacia arriba y hacia adelante. Una discreta actividad EMG de los músculos suprahioides fueron ocasionalmente registradas simultáneamente con la actividad EMG del masetero durante el cierre de la mandíbula. No existía la reciprocidad absoluta entre la actividad muscular suprahioides y el masetero durante los movimientos mandibulares cíclicos.

En el siguiente cuadro se muestran los valores obtenidos por Rilo y cols¹⁴⁷ en donde la actividad del músculo digástrico muestra la mayor actividad en la máxima apertura bucal y el resto de músculos presentan muy poca actividad (Tabla 53). Estos resultados son similares en nuestro estudio, en el cual coincide en la presencia de mayor actividad electromiográfica en los músculos digástricos (Tabla 54).

Máxima Apertura

AUTOR	VALOR	AÑO
Rilo B y cols ¹⁴⁷	RD- $111,21 \pm 65,60 \mu V$ LD - $106,53 \pm 51,64 \mu V$ RTA- $13,02 \pm 11,03 \mu V$ LTA- $16,77 \pm 11,06 \mu V$ RM- $29,28 \pm 24,95 \mu V$ LM - $35,26 \pm 30,55 \mu V$	1997

Tabla 53. Cuadro resumen de valores absolutos en: Máxima apertura

Los valores absolutos obtenidos en nuestro estudio corroboran la activación principal de los músculos digástricos en ambos grupos, el grupo de estudio está ligeramente por debajo del grupo control.

Musculos	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media μV	19.09	20.87	15.86	14.97	37.61	39.75	107.77	99.35

Tabla .54. Valores absolutos de potencial electrico en máxima apertura

Los registros electromiográficos en máxima apertura bucal obtenidos en este estudio, muestran una elevada actividad del músculo digástrico ^{158,147} mientras que la actividad de los elevadores como el masetero es mínima. La poca activación de los músculos masetero y temporal es sobretodo más evidente en las primeras fases de la apertura bucal, a medida que la mandíbula alcanza la última fase del movimiento se va incrementando su actividad ¹⁵⁷. El músculo temporal posterior también presenta una mayor actividad. Es un músculo eminentemente posicionador, y es el más activo después del digástrico. Por tanto su función es de mantenimiento de la posición de la mandíbula durante la apertura bucal.

REGISTROS EN PROTRUSIÓN Y LATERALIDADES.

Una relación armoniosa entre la oclusión y el periodonto es considerada obligatoria para mantener sano el sistema estomatognático. En una oclusión optima, hay múltiples contactos puntuales entre los dientes superiores e inferiores en máxima intercuspidad; y durante los movimientos de excursivos mediante la disclusión inmediata en forma de guía anterior, canina, oclusión guiada o una oclusión mutuamente protegida. De esta manera los dientes y el periodonto están protegidos de fuerzas perjudiciales en las oclusiones céntricas y excéntricas. Cuando la oclusión es desfavorable, este mecanismo se altera y las cúspides o una sola cúspide soportan las fuerzas oclusales inicialmente durante el cierre de la mandíbula. Esto afecta a la tolerancia periodontal del diente y por supuesto a los implantes.

En un estudio realizado por Cecílio F.A y cols ¹⁴² para evaluar la actividad de los músculos masticatorios en diferentes posiciones y grupos de edad durante el movimiento de protrusión, la mayor actividad EMG se registró en el músculo masetero en comparación con los músculos temporales en los grupos IV y V con edades comprendidas entre 40 y 80 años, los valores para los músculos de lado derecho fueron del RMM (20.32 ± 3.08), (16.31 ± 2.82) y para el músculo RMT (8.42 ± 0.45), (10.27 ± 2.28) respectivamente, para lado izquierdo el músculo masetero obtuvo cifras para LMM (15.36 ± 2.20), (18.64 ± 3.56) y para el músculo temporal LMT (10.09 ± 1.48), (11.92 ± 3.10) respectivamente.

También se observó que los músculos mostraron un patrón típico de contracción para mantener la posición, que consta de una mayor activación del masetero en comparación con los músculos temporales. Esto concuerda con los resultados obtenidos en nuestro estudio en el que el músculo masetero es el que presenta una mayor actividad electromiográfica. (Tabla 55)

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	40.99	46.13	87.04	79.91	32.44	32.29	43.52	45.84

Tabla 55. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Protrusiva

Registro en lateralidades

Durante una oclusión distinta a la máxima intercuspación se produce una drástica reducción de la actividad muscular según la posición en la que se encuentre la mandíbula se origina un patrón muscular determinado, que está relacionado con el número de contactos oclusales. Belser y cols¹⁵⁹ estudian el efecto de cuatro posiciones oclusales diferentes tales como; función de grupo, guía canina, movimiento lateral, e interferencia oclusal, mediante la actividad EMG de los músculos elevadores relacionaron los movimientos parafuncionales y se analizaron cuantitativamente. Cuando una función de grupo adquirida de forma natural fue cambiada temporalmente y artificialmente en una guía canina dominante, se observó una reducción general significativa de la actividad del músculo elevador.

La introducción de un contacto oclusal hiperbalanciado causó alteraciones significativas en la actividad muscular y la coordinación durante el máximo apretamiento en posición de lateralidad. Se observó un marcado cambio de la actividad EMG del músculo temporal hacia el lado de la interferencia, en la actividad de los músculos maseteros no se registró ningún cambio. Los resultados sugieren que las oclusiones con guía canina o mutuamente protegida no alteran significativamente la actividad muscular durante la masticación pero reducen significativamente la actividad muscular durante el apretamiento parafuncional. También sugieren que los contactos secundarios del lado de no trabajo alteran drásticamente la distribución de la actividad muscular durante el apretamiento parafuncional, y que esta redistribución pueden afectar a la naturaleza de las fuerzas de reacción en las articulaciones temporomandibulares.

Tal y como demuestran Venegas y cols¹⁶⁰ La actividad del masetero se reduce desde la máxima contracción voluntaria en máxima intercuspación hacia una posición excéntrica mandibular. Según estos autores dicha reducción se produce por la acción moduladora de los estímulos aferentes del trigémino provenientes de los receptores periodontales, que al modificar el número de contactos dentarios modifica el área periodontal activada. Los estímulos aferentes también provienen de estructuras como las ATM por un cambio en la rotación y en la carga en la articulación; y de los husos musculares, por cambios en la posición mandibular.

La evaluación de las fuerzas de mordida en un solo diente es esencial para una correcta cuantificación del impacto real de las rehabilitaciones unitarias sobre implantes. Se ha estudiado la influencia de la posición de los dientes a lo largo del arco dental para evaluar donde se genera mayor fuerza. La fuerza de mordida más baja se registra en los incisivos 40-48% y la más grande se registra en el primer molar. Siendo mayor en hombres que en mujeres y que esta va en aumento a lo largo del arco hasta el primer o segundo molar permanente¹⁶¹.

Los estudios teóricos y mediciones experimentales sugieren que las dos articulaciones se cargan de forma desigual durante la mordida unilateral o el cierre de los dientes posteriores. Sin embargo, estudios electromiográficos sugieren que los patrones de actividad muscular pueden intentar equilibrar la distribución de las dos fuerzas simultáneamente.

Los resultados indican que los patrones de actividad muscular no mantienen las fuerzas conjuntas iguales, ni son los músculos los que responden a las fuerzas conjuntas que excedan los límites críticos. Estos resultados sugieren que los patrones de actividad muscular están diseñados para controlar la posición y magnitud de las fuerzas oclusales en lugar de fuerzas de la articulación temporomandibular. Si se mantienen los mismos patrones de actividad tras el reposicionamiento de los elementos dentales y esqueléticos, las fuerzas podrían resultar adversas a la articulación temporomandibular ¹⁵¹.

Para poder realizar un movimiento mandibular de lateralidad se contrae unilateralmente el pterigoideo, y la mandíbula se mueve lateralmente hacia el lado contrario. Este movimiento está guiado por las cúspides y por el cóndilo de dicho lado que está fijado por la porción media y posterior del temporal ¹⁶². Se activan además los músculos suprahioides ¹⁶³ y el masetero, pero intervienen de manera secundaria. Lo que explica la presencia de actividad a nivel del vientre anterior del músculo digástrico. Durante la generación del movimiento se presenta mucha actividad en temporal posterior ipsilateral, y un poco menos de actividad en temporal anterior ipsilateral, y una ligera actividad durante un breve período de tiempo del temporal anterior y posterior contralateral ^{164,165}.

Dicho hallazgo demuestra la hipótesis planteada por Kerstein ¹⁶⁶ según la cual, el músculo temporal controla los movimientos excursivos de la mandíbula de forma independiente al músculo masetero, cuya actividad disminuye en cuanto se produce la disclusión mandibular. Así mismo, el patrón muscular de lateralidad va a depender del número de contactos oclusales. Cuando el máximo esfuerzo se realiza sobre una lateralidad estable sobre los caninos del lado de trabajo, se induce un patrón asimétrico con una reducción de actividad en el temporal contralateral y del masetero ipsilateral.

Un estudio Manns y cols¹⁶⁷ compararan la actividad EMG entre dos tipos de guías oclusales: función de grupo y guía canina. El objetivo fue determinar cuál de los dos esquemas oclusales provoca una mayor reducción en la actividad muscular y por lo tanto una disminución en la tensión muscular en posiciones excéntricas mandibulares. Se realizaron registros electromiográficos de los músculos masetero y temporal durante apretamiento y movimientos de excursión en contracción máxima. Los resultados mostraron una reducción de la actividad EMG de los músculos elevadores con función de grupo en relación con su actividad en oclusión céntrica. Se observó una reducción más marcada en el lado mediotrusive, principalmente en el músculo temporal. Con la guía canina, la reducción en la actividad muscular es mucho mayor, más significativo, y principalmente en el músculo temporal del lado mediotrusive.

En el estudio de Rilo y cols¹⁴⁷ en el registro de la actividad muscular durante la generación del movimiento el valor más alto es para los músculos temporales anteriores (Tabla 56)

AUTOR	VALORES	AÑO
Rilo y cols ¹⁴⁷	TA (Ipl) 20,39± 19,71μV TA (cl) 7,25± 4,95μV M (Ipl) 11,48± 7,66μV M (cl)-11,58 ±10,80μV D (Ipl)- 19,05± 13,10μV D (cl) -16,63± 11,21μV	1997

Tabla 56. Estudio con valores absolutos de actividad electromiográfica media (Ipl- lado ipsilateral) (cl- lado contralateral)

La siguiente tabla muestra los valores obtenidos en nuestro estudio tanto en el grupo de estudio como en el grupo control en donde el musculo temporal posterior muestra los valores más elevados en ambos grupos (Tabla 57 y 58).

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	7.91	5.87	7.88	7.25	15.43	13.36	12.06	11.99

Tabla 57. Valores absolutos de Potencial Eléctrico : Lateralidad izquierda mantener

Variable	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	10.45	8.26	6.73	8.48	20.08	14.36	10.23	12.86

Tabla 58. Valores absolutos de Potencial Eléctrico: Lateralidad derecha mantener

En los movimientos laterales izquierdo y derecho se registraron una fuerte activación del temporal posterior ipsilateral en ambos grupos. Seguida de una actividad más intensa de ambos músculos digástricos.

PRUEBAS DINÁMICAS

Registro de masticación controlada

La masticación es la función que se efectúa en la cavidad bucal y es el acto de triturar, dividir o desmenuzar las partes del alimento, mezclándolos con la saliva para humedecerlo y prepararlos para la deglución. Los dientes, la lengua, mejillas, labios, músculos de la mandíbula, el control neuromuscular y la saliva son esenciales para desempeñar adecuadamente estas funciones. A menudo, los pacientes se enfrentan a problemas en el desempeño de estas funciones debido a la pérdida de las piezas dentarias, a un mal funcionamiento de las articulaciones, los músculos o el sistema nervioso. El movimiento de la mandíbula, y por tanto la coordinación entre los diferentes músculos de la masticación, juega un papel importante en la fragmentación de la comida.

La función masticatoria se puede describir en términos objetivos en la calidad de una persona para fragmentar el alimento sólido después de un número fijo de ciclos de masticación. En el estudio de Helkimo E, Van der Bilt y cols 168,169, han demostrado que el rendimiento masticatorio se reduce en las personas que han perdido diferentes piezas dentarias post caninos. Los autores observaron que los sujetos con una dentición incompleta tendían a masticar predominantemente en el lado posterior más largo del arco dental. Tras la colocación de las piezas faltantes la función masticatoria subjetiva media mejoró como resultado del tratamiento.

Sin embargo la apreciación objetiva de la función masticatoria después del tratamiento fue igual a la del grupo de control, a pesar de un promedio de 2,7 dientes que faltaban, no se encontró correlación entre el número adicional de unidades oclusales y el cambio en el rendimiento subjetivo masticatorio. Como conclusión la rehabilitación de los dientes restaura y conduce a una mayor apreciación de la función masticatoria, aunque no se encontró correlación entre los cambios en la función masticatoria objetiva y subjetiva.

La falta de dientes son a menudo reemplazados por aparatos protésicos fijos o removibles para mejorar la masticación ^{170,171}. Sin embargo, ha habido pocos estudios que determinan directamente la influencia del tratamiento protésico en la función masticatoria. Nuestro objetivo fue obtener información en sujetos parcialmente desdentados antes y después de la restauración protésica. Y de esta manera, evaluar los cambios en la función masticatoria como resultado del tratamiento.

La masticación requiere la actividad muscular para realizar los movimientos de la mandíbula y ejercer la fuerza necesaria para cortar o moler los alimentos. La actividad muscular dependerá de la textura de los alimentos, se observa una mayor actividad muscular para alimentos más duros ^{172,173}. Por lo tanto, la cantidad de la actividad muscular es un indicador de la fuerza que se puede ejercer durante la masticación o en el apretamiento dental.

En un estudio Ferrario y cols ¹⁷⁴, describen la relación entre la electromiografía de superficie de los músculos elevadores de la mandíbula y el nivel constante de fuerza de mordida durante las contracciones isométricas ^{175,176}. Estos autores concluyen que la relación entre la fuerza de mordida en la EMG y como se obtiene durante el máximo apretamiento (condición estática) puede ser usado para estimar las fuerzas de máxima contracción de grabaciones de EMG durante la función (condición dinámica).

Sin embargo, la relación entre EMG y la fuerza durante la masticación puede ser diferente de la relación observada en las contracciones isométricas, debido a que la longitud de la fuerza y de las relaciones de fuerza-velocidad. El acortamiento de los músculos juega un papel importante durante las condiciones dinámicas¹⁷⁶. La fuerza en máximo apretamiento ha sido utilizado para evaluar la función masticatoria en relación con las prótesis dentales y el tratamiento con implantes^{126,178}.

Varias opciones protésicas están disponibles para restaurar la función masticatoria en pacientes con dientes perdidos¹⁷⁹. Sin embargo, pocos estudios han determinado los efectos del tratamiento protésico durante la masticación en pacientes parcialmente desdentados, y sus resultados son controvertidos. Kapur¹⁸⁰ informó que las prótesis removibles dentales (PPR) y las prótesis parciales fijas sobre implantes dentales (PPFI) lograron la eficiencia masticatoria similar. En contraste, Liedberg y cols¹⁸¹ mostraron mayor trituración de alimentos en pacientes con prótesis dentales fijas que en los portadores de prótesis parcial removible (PPR). Varios métodos han sido utilizados para evaluar la masticación, incluyendo mediciones de la fuerza oclusal, el tamizado de prueba, la prueba de goma de color cambiante, y la evaluación del espesor del músculo^{182,183,184,185}.

Además, las correlaciones entre la fuerza de mordida, el rendimiento masticatorio, y el grosor muscular se han establecido, y se sabe que la acción muscular masticatoria está influenciada por factores oclusales, tales como edentulismo parcial¹⁸⁴. Por lo tanto, la función muscular masticatoria se puede reducir por la pérdida de dientes o por el consumo de dieta blanda, seleccionada típicamente por pacientes desdentados, lo que lleva a la atrofia muscular¹⁸⁶.

Según la muestra seleccionada y la metodología aplicada en este estudio, en la prueba de masticación no se establecen diferencias electromiográficas significativas ($P > .05$) entre los patrones musculares del grupo control y del grupo rehabilitado ya sea con prótesis sobre implantes o con prótesis parcial removible en ninguna de las variables (Tabla 59). En el análisis de diferencia entre las dos prótesis tampoco hay diferencias significativas entre una prótesis y otra. (Tabla 60)

Musculo	C-TA	S-TA	C-MM	S-MM	C-TP	S-TP	C-DA	S-DA
Media	57.78	52.62	57.77	50.44	41.25	37.52	34.46	30.77

Tabla 59. Valores absolutos de Potencial Eléctrico en masticación

Variable / Prótesis		Media	(IC al 95%)	D.E.	T Student			IC 95% dif. en valor absoluto	Test Mann-W		Tamaño del efecto R ²
					T	gl	P		/Z/	P	
S-TA	PPR	0.305	0.262 – 0.348	0.130	-0.20	58	.423 ^{NS}	N.S.	0.23	.410 ^{NS}	.001
	PPF	0.311	0.268 – 0.354	0.104							
S-MM	PPR	0.306	0.252 – 0.360	0.128	-1.36	58	.090 ^{NS}	N.S.	1.23	.110 ^{NS}	.031
	PPF	0.358	0.304 – 0.412	0.165							
S-TP	PPR	0.324	0.254 – 0.394	0.204	-0.87	58	.194 ^{NS}	N.S.	0.90	.184 ^{NS}	.013
	PPF	0.367	0.297 – 0.438	0.180							
S-DA	PPR	1.011	0.840 – 1.182	0.389	-0.84	58	.203 ^{NS}	N.S.	0.56	.287 ^{NS}	.012

Tabla 60. Test de diferencia entre 2 medias. Relación variables de Potencial eléctrico con Tipo de Prótesis

En el estudio de Bakke¹⁸⁷ los valores obtenidos del grupo control el musculo temporal anterior el que obtiene los valores más altos seguido del temporal posterior y masetero (Tabla 61)

Masticación.

Autor	Valor	Año
Bakke ¹⁸⁷	TA- 136 ± 49,3μV	1991
	TP- 100 ± 45,3μV	
	M- 95,2 ± 39,2μV	

Tabla 61. Cuadro resumen de valores absolutos en masticación

En cuanto comienza el movimiento de cierre mandibular, la actividad del digástrico cesa y solo permanecen activos los músculos temporal y masetero. Cuando se alcanza un ligero contacto dentario, en un primer momento se activan las fibras del temporal anterior y medio, para seguidamente activarse las del temporal posterior. Se inicia entonces la fase isométrica y a medida que aumenta el esfuerzo se van reclutando más unidades motoras y comienza también el aumento de actividad en el masetero¹⁸⁸.

Se ha demostrado que los músculos temporal anterior y posterior están correlacionados positivamente al igual que en máximo esfuerzo en máxima intercusación. En nuestro estudio los músculos elevadores del aparato estomatognático están correlacionados positivamente en la prueba de la masticación. Por el contrario, el músculo digástrico no presenta dicha correlación positiva lo que se corresponde con la función depresora del músculo¹⁸⁹.

No obstante se puede apreciar una tendencia de los valores de actividad eléctrica superiores para el grupo control que para el grupo rehabilitado, lo que induce a pensar que la eficacia masticatoria de los sujetos que presentan los receptores sensoriales que proporciona el ligamento periodontal influyendo en la elección de lado de preferencia al mascar. Tal y como se ha discutido previamente, la fuerza muscular que un individuo es capaz de ejercer está directamente relacionada con la estabilidad oclusal. Sin embargo los sujetos con prótesis fijas sobre implantes no muestran una diferencia masticatoria en comparación con aquellos rehabilitados con prótesis parciales removibles.

REGISTRO DE DEGLUCIÓN

La cavidad oral presenta un equilibrio perfecto entre los dientes, tejidos orales blandos labios, las mejillas y la lengua¹⁹². La deglución es un proceso complejo en el que están implicados aspectos anatómicos y fisiológicos, es el conjunto de actos que garantizan el paso de alimentos sólidos y/o líquidos desde la boca hasta el estómago, atravesando la faringe y el esófago. La deglución no sólo tiene que ver con la alimentación, sino también con la deglución de saliva, acto frecuente, tanto diurno como nocturno.

En el sistema estomatognático, la posición de los dientes y la forma del arco dental están sujetas a presión constante externamente por los músculos periorales y por la lengua internamente.

El equilibrio muscular fue descrito por primera vez por Tomes¹⁹³ y luego por Ruan¹⁹⁴, que informó de que los dientes están en un estado de equilibrio entre las fuerzas externas de los labios y las mejillas y las fuerzas internas de la lengua. El equilibrio creado por los tejidos blandos de la boca forma una matriz capsular cerrada compuesto de espacios funcionales o compartimentos biofuncionales intraorales, que generan diferencias en la presión con el medio ambiente atmosférico. Esta diferencia se conoce como la presión intraoral¹⁹⁵. El modelo que subyace a esta teoría del equilibrio se basa en la suposición de que las fuerzas neuromusculares activas son responsables, entre otros componentes, para el equilibrio de la posición de los dientes y viceversa¹⁹⁶.

El tiempo bucal de la deglución es un periodo voluntario, con una fase preparatoria que se pone en marcha tan pronto como los líquidos entran en la boca o después que los alimentos sólidos o semisólidos han sido masticados adecuadamente formándose el bolo alimenticio. El líquido o el bolo se coloca en un canal que se forma en el dorso de la lengua; la parte anterior de la misma se eleva y apoya en la zona de la papila retroincisiva rozando, pero no presionando la cara lingual de los incisivos superiores. En esta etapa es importante considerar la estabilización mandibular en posición de oclusión dentaria por medio de la contracción de los músculos elevadores de la mandíbula: maseteros, temporales y pterigoideos internos. Esto no es una condición necesaria en el caso de la deglución de líquidos.

El bolo alimenticio debe pasar desde su posición preparatoria en el dorso de la lengua hacia la entrada de la faringe y esto se produce por una combinación de movimientos linguales de tipo ondulatorio y peristáltico. La lengua se eleva en dirección a la bóveda palatina haciendo que el bolo se deslice hacia la faringe. Los músculos palatinos complementan al músculo constrictor superior de la faringe y a la musculatura extrínseca de la misma para conseguir una mejor elevación de la faringe.

La deglución normalmente se lleva a cabo 1.800 a 2.400 veces en un periodo de 24 h. Algunos estudios han concluido que la posición de la lengua es un acto reflejo controlado por la posición de la mandíbula. Además, la actividad sinérgica entre la lengua y los

músculos de la masticación no sólo está controlada por el reflejo de la lengua y la mandíbula si no por y un patrón central integrador.

Durante la deglución es fundamental estabilizar la mandíbula, los músculos elevadores se activan y las arcadas dentales entran en contacto mientras que los labios se encargan de sellar la cavidad oral. Posteriormente los músculos de la lengua empujan la punta hacia el paladar para poder empujar el bolo alimenticio hacia la faringe. En el proceso de acomodación del bolo también intervienen los músculos buccinadores^{190,191}.

Durante la deglución se produce una activación del músculo masetero previo al inicio de actividad en la musculatura suprahioidea ($0,1 \pm 0,3$ seg), su función es la de estabilizar la mandíbula mientras la musculatura fija el hueso hioides¹⁹¹. Tras la activación de la musculatura suprahioidea ($0,6 \pm 0,4$ seg) la actividad del masetero decae, según este autor por un reflejo inhibitorio por estimulación de las estructuras centrales durante la deglución. En nuestro estudio el músculo digástrico del lado de la prótesis obtuvo el mayor valor con $21.56 \mu V$, seguido del músculo TP con $19.52 \mu V$.

Con los resultados obtenidos en el registro de deglución de este estudio, podemos observar que el músculo masetero presenta los valores de actividad electromiográfica más bajos.

La duración total de la actividad eléctrica de los músculos involucrados en la deglución es muy breve, la duración es de 1,25 seg. La mayor actividad la encontramos en los músculos digástricos. Los músculos temporales posteriores también presentan elevada actividad, al contrario de la que presentan los músculos maseteros y temporales anteriores. La función de los músculos elevadores es la de estabilización mandibular que se consigue con bajos niveles de actividad. El digástrico muestra los valores más elevados ya que es la musculatura responsable de posicionar y deglutir el bolo alimenticio.

DIFERENCIAS ENTRE TIPOS DE PRÓTESIS

Los implantes dentales se utilizan cada vez más para reemplazar los dientes perdidos y los estudios han demostrado mejoras masticatorias en sujetos portadores de prótesis implantosoportadas. Sin embargo, pocos estudios han determinado los efectos del tratamiento protésico en la masticación en pacientes parcialmente desdentados, y sus resultados son controvertidos.

En un estudio realizado por Uram-Tuculescu S y cols²¹⁰ hicieron una evaluación electromiográfica de los músculos masticatorios en pacientes dentados frente a pacientes con prótesis fija y removible convencional e implantosoportada.

La actividad muscular masticatoria relativa fue 2,57 veces mayor para los pacientes portadores de prótesis completa que para los sujetos dentados durante la masticación ($P < 0,0001$). Los aumentos observados en la actividad relativa de los músculos masticatorios para portadores de prótesis en comparación con los sujetos dentados durante el procesamiento de alimentos probablemente reflejan los esfuerzos mecánicos suplementarios al acomodar las prótesis dentales hacia la preparación del bolo alimenticio para ser tragado.

En un estudio de Grigoriadis A y cols²¹¹, el objetivo fue determinar si las personas con puentes sobre implantes en ambas arcadas, que por tanto carecían de receptores periodontales, podían ajustar la actividad muscular durante la masticación, dependiendo el tipo de dureza de los alimentos. Los autores observaron que el número de ciclos de masticación y la duración de la secuencia masticatoria aumentaba con la dureza de alimentos en los sujetos con implantes y en los sujetos con dentición natural, mientras que la amplitud vertical y lateral de los movimientos de la mandíbula, la velocidad de apertura, se incrementaba significativamente con la dureza de los alimentos sólo para el grupo dentado. Aunque ambos grupos adaptaron la actividad EMG a la dureza de la comida, los participantes con implantes mostraron un aumento significativamente más débil en la actividad EMG durante la secuencia masticatoria que los participantes dentados.

Además el grupo de implantes mostró significativamente menor reducción de la actividad muscular durante la progresión de la secuencia masticatoria que el grupo dentado.

Los autores concluyen que las personas con puentes sobre implantes muestran una alteración en la adaptación de la actividad muscular a la dureza de alimentos durante la masticación. Dichos autores sugieren que la falta de señales sensoriales de los mecanorreceptores periodontales explica el deterioro muscular.

En datos anteriores obtenidos por diferentes autores^{212,213,214}, muestran que las secuencias de la masticación en las personas con prótesis removibles apoyadas por la mucosa oral incluyen más ciclos de masticación y duran más que en las personas con dientes naturales, sugieren que la masticación se encuentra menos afectada por puentes sobre implantes que por prótesis removibles.

Sin embargo, en nuestros resultados se encontraron pocas diferencias entre las dos tipos de prótesis que se puedan considerar estadísticamente significativas ($P > .05$). En la posición de reposo se encontraron en las dos variables casi significativas $P < .100$ tanto en el MM como en el MD, lo cual se podría decir que los valores obtenidos en las PPR son superiores que en los de PPF en dicha posición.

En masticación el MM mostro una posible casi significación sin la confirmación del test alternativo en comparación con la PPF. En protrusión se detectaron diferencias significativas ($P < .05$) para los músculos TA con valores más altos en las PPR, mientras que en el MM el valor más elevado lo obtuvo la PPF. En lateralidad derecha mantenida para el MM se encontró diferencia significativa ($P < .05$) para los valores más elevados en la PPR en comparación con la PPF.

Nuestros resultados concuerdan con los obtenidos por Kapur¹⁷⁰ el cual menciona que las prótesis parciales removibles (PPR) y las prótesis parciales fijas sobre implantes (PFI) lograron una eficiencia masticatoria similar. En contraste, Liedberg¹⁸¹ mostro mayor trituración de alimentos en pacientes con prótesis dentales fijas que en los portadores de prótesis parciales removibles, este autor concluye que el deterioro masticatorio puede afectar negativamente a la calidad de vida, y que los efectos de las diferentes prótesis en la masticación son importantes para determinar una correcta función masticatoria. Otros autores como Bessadet M y cols²¹⁵ realizaron un estudio mediante un test de granulometria para evaluar el impacto de la prótesis parciales removibles en la masticación. Estos autores concluyeron que la rehabilitación PPR mejora la capacidad de reducción del tamaño de partícula del bolo alimenticio, sin embargo no es capaz de restaurar completamente la función masticatoria. Los valores medios de granulometría de bolo medidos con o sin prótesis se mantuvieron por encima de los valores normativos pero la frecuencia masticatoria continua se va deteriorando.

DIFERENCIAS ENTRE LADO CONTROL Y LADO REHABILITADO

Debido a los resultados obtenidos en la comparación de prótesis fija y removible se llegó a la conclusión que entre éstas no había diferencias significativas ($P > .05$) y cuando las hubo, estas fueron muy pequeñas, por tal motivo se consideró de forma conjunta todos los datos independientemente del tipo de prótesis y se comparó con el lado control sano. Se encontraron diferencias significativas en tres músculos: TA para $P < .05$, MM para $P < .01$ y TP para $P < .01$. En todas estas variables, los valores medios del lado de control son superiores a los valores medios del lado rehabilitado con prótesis. Los tamaños del efecto correspondientes son pequeños en TA y TO ($< .100$) y moderado en el caso del MM. En reposo el test de Student detecto diferencias significativas ($P < .05$) en las variables de los músculos TA y TP aun que con tamaño del efecto pequeño. En el caso de masticación, el test de Student detecto diferencias que podrían ser consideradas como casi significativas ($P < .100$) en las variables de TA y MM, en lo que se coincide afirmar la existencia

de diferencias entre el lado rehabilitado y el contralateral, que son significativas al menos para $P < .05$, en TP y en DA, tales que en los dos músculos, los valores del lado de control son superiores a los del lado con prótesis, no obstante el tamaño del efecto es pequeño.

En oclusión al músculo TP, el test de Student indica que la diferencia podría ser considerada como casi significativa ($P < .100$) en tanto que la alternativa no-paramétrica ya la señala como significativa ($P < .05$) por lo que podemos admitir que hay indicios que apuntan en la línea de que los valores en el lado control sean superiores que en el de estudio. Por su parte, en DA, ambos test objetivan una diferencia significativa ($P < .05$) tal que la media en el lado de control, esta vez es inferior a la del lado con prótesis, aunque el tamaño del efecto es bajo.

En lateralidad derecha mantenida en esta posición no se han encontrado diferencias significativas ($P > .05$) aunque es cierto que se podría hablar de una casi significación en todas ellas con la excepción de TA. En el resto de posiciones no se encontraron diferencias que se pudieran considerar como estadísticamente significativas.

Los resultados obtenidos que muestran registros más elevados en el lado control se podría explicar debido a que durante la masticación, los mecanorreceptores periodontales codifican información sobre aspectos espaciales, temporales y de intensidad de las cargas de los dientes, y las señales aferentes resultantes contribuyen a la regulación de las acciones de la mandíbula en los seres humanos²¹⁶ las señales propioceptivas pueden ser transportadas no sólo en los tejidos aferentes musculares, sino también en los aferentes que suministran los mecanorreceptores cutáneos y mucosos²¹⁷. En contraste con los implantes dentales osteointegrados, los dientes naturales están equipados con mecanorreceptores periodontales que señalan la información acerca de las cargas de los dientes. En consecuencia, los pacientes que carecen de la información de los receptores periodontales muestran un control motor fino deteriorado.

RELACIÓN DE LA EDAD CON LOS POTENCIALES ELÉCTRICOS

La población mundial ha llegado a edades cada vez más avanzadas, es importante entender los cambios funcionales normales asociados a este proceso natural y sus consecuencias fisiológicas. Una revisión cuidadosa de las normas relacionadas con la dinámica de la mandíbula, la función muscular y la oclusión puede proporcionar información valiosa para una mejor comprensión de las enfermedades que afectan el sistema estomatognático durante toda la vida. Una parte del conocimiento acerca de los factores asociados con el comportamiento del sistema estomatognático puede ser proporcionado por los estudios de la actividad electromiográfica.

La vejez es la última etapa del desarrollo humano y, el envejecimiento de la cavidad oral y el sistema masticatorio parece acelerarse. Como consecuencia, hay una reducción en la cantidad de alimento ingerido, lo que puede conducir a un desequilibrio en la nutrición.

Galo R y cols 197 investigaron los niveles de activación muscular de personas de edad avanzada (grupo estudio 60 y 75 años), durante la masticación, y los compararon con individuos jóvenes (grupo control 23-30 años). El análisis se realizó utilizando un electromiografo MyoSystem-Br1. La prueba se registró durante las condiciones funcionales, de los músculos temporal y masetero.

Los datos electromiográficos mostraron diferencias significativas en ambos grupos. La comparación de los valores normalizados obtenidos para la máxima contracción voluntaria, para el masetero y los músculos temporales del grupo de ancianos fueron estadísticamente inferior ($p \leq 0,05$) que en el grupo de control de los alimentos más duros, pero no hubo diferencias significativas de los alimentos con la consistencia más baja. Concluyeron que las personas de edad avanzada muestran una ligera hipoactividad de su musculatura masticatoria durante la masticación, en comparación con individuos jóvenes. Los autores concluyen que este hecho podría explicarse por el deterioro de los mecanismos neuromusculares y de control sensorial, que inhiben los músculos extensores y reducen el tono muscular, lo que provoca una mayor amplitud de movimiento en las personas de edad avanzada.

En otro estudio Peyron y cols¹⁹⁸, encontraron una pérdida muscular progresiva y una disminución del rendimiento masticatorio a medida que avanza la edad, que oscilaba en torno al 40% cuando los individuos presentaban alrededor de 75 años de edad. Estos autores estudiaron la influencia de la edad en la capacidad de los sujetos para adaptar la masticación a cambios en la dureza de los alimentos. El estudio se realizó en 67 voluntarios de edades entre 25 a 75 años que tenían denticiones saludables completas. Se realizaron electromiografías de superficie de los músculos maseteros y temporales que registraron simultáneamente con movimientos de la mandíbula utilizando un transductor electromagnético.

Se pidió a cada voluntario masticar y tragar cuatro modelos de alimentos de diferente dureza, se calcularon el número de ciclos masticatorios, su frecuencia, y la suma de toda la actividad electromiográfica (EMG) en los cuatro músculos para cada secuencia masticatoria.

Se utilizaron múltiples análisis de regresión lineal para evaluar los efectos de la dureza, la edad y el género. La dureza se asocia a un aumento en el número medio de ciclos y la media resume la actividad EMG por secuencia. También aumentó significativamente la amplitud vertical. Estas adaptaciones estuvieron presentes en todas las edades. La edad se asoció con un aumento de 0,3 ciclos por secuencia por año de vida y con un aumento progresivo de la media resume la actividad EMG por secuencia. El ciclo y la duración de apertura a principios de la secuencia también se redujo con la edad. Los autores llegaron a la conclusión de que aunque el número de ciclos necesarios para masticar una pieza estándar de alimento aumenta progresivamente con la edad, la capacidad de adaptación a los cambios en la dureza de la comida se mantiene.

En otro estudio Hatch JP y cols ¹⁹⁹ realizaron una investigación con un modelo multivariado de rendimiento masticatorio para sujetos dentados con una muestra poblacional de edades comprendidas entre 37-80 años. Las variables incluyeron el número de dientes funcionales, la mordida máxima, sexo, edad, la presencia de trastornos temporomandibulares, y la presencia de diabetes mellitus. El análisis de la estructura de covarianza mostró que el 68% de la variabilidad en el rendimiento masticatorio podría explicarse por los efectos combinados de las diferentes variables. La edad y el sexo no mostraron un fuerte efecto sobre el rendimiento masticatorio, observaron que la edad, cuando no se acompaña de pérdida de dientes, no interfiere con la eficacia del sistema masticatorio. Los autores concluyeron que es el número de dientes funcionales y la fuerza de mordida la clave determinante del rendimiento masticatorio, lo que sugiere que el mantenimiento de las piezas dentarias puede ser de gran importancia para la promoción del estado funcional saludable.

En nuestro estudio EMG se realizaron análisis con muestras de los grupos con el fin de evaluar los patrones de actividad EMG, y si estos tenían relación con la edad. La mayoría de los coeficientes obtenidos no alcanzaron la intensidad suficiente como para ser considerados como estadísticamente significativos. Se encontraron algunas casi significaciones ($P < .100$) y algún coeficiente significativo (al menos para $P < .05$) de forma esporádica del lado control.

Con el músculo M en reposo se observa relación directa (0.463; $P < .01$) es decir que al valor del potencial es más elevado en los casos con más edad. Con MM en oclusión (Spearman: 0.468; $P < .01$) y apertura máxima (Spearman: 0.28 $P < .05$). Por último con TA (Pearson: 0.277; $P < .05$), con TP (Pearson: 0.431; $P < .01$) y con DA (Pearson: 0.322; $P < .05$) todas en protrusión.

En el lado rehabilitado y con independencia del tipo de prótesis, se obtuvieron algunas casi significaciones ($P < .100$) y algún coeficiente significativo ($P < .05$) de forma esporádica.

Con el músculo TA en reposo, y con ambos métodos (Pearson: 0.311; $P < .05$ y Spearman: 0.371; $P < .05$) se ha objetivado una relación directa tal que los valores en el potencial eléctrico son más elevados en los sujetos de más edad y para el masetero encontró solo diferencia con Spearman: 0.365; $P < .05$ (tabla 62).

Tabla 62. Relación con la edad maximo apretamiento y reposo

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Máximo apretamiento				Reposo			
TA	0.239	.102 NS	0.233	.473 NS	0.311	.047 *	0.371	.022 *
MM	0.244	.096 NS	0.155	.160 NS	0.258	.084 NS	0.365	.024 *

Con TA, tanto en apertura máxima (Pearson: 0.374; $P < .05$ y Spearman: 0.397; $P < .05$) como en oclusión (Pearson: 0.429; $P < .01$ y Spearman: 0.350; $P < .05$); en ambas posturas con relación directa (tabla 63).

Tabla 63. Relación con la edad apertura maxima y oclusión

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Apertura máxima				Oclusión			
TA	0.374	.023 *	0.397	.017 *	0.429	.009 **	0.350	.029 *

Con MM (Person: 0.355; $P < .05$), con TP (Pearson: 0.405; $P < .05$) y con DA (Pearson: 0.319; $P < .05$) en protrusión (tabla 64).

Tabla 64. Relación con la edad en Protusiva

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	Protusión			
TA	0.240	.101 NS	0.171	.183 NS
MM	0.355	.027 *	0.008	.483 NS
TP	0.405	.013 *	0.259	.083 NS
DA	0.319	.043 *	-0.023	.452 NS

Y con MM (Pearson: -0.305; $P < .05$ y Spearman: -0.392; $P < .05$) en la posición de lateralidad derecha mantener, se ha observado una relación inversa por la cual, serían los casos con menor edad los que tienen valores más altos en la variable (tabla 65.).

Tabla 65. Relación con la edad en Lateralidad izquierda y derecha, mantener

Potencial eléctrico en el músculo	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig	Pearson	P-sig	Spearman	P-sig
	<i>Lat. Izquierda mantener</i>				<i>Lat. Derecha mantener</i>			
TA	0.074	.352 NS	0.027	.444 NS	-0.062	.373 NS	0.001	.499 NS
MM	0.310	.051 NS	0.163	.199 NS	-0.351	.029 *	-0.392	.016 *

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Cecílio F.A y cols ¹⁴², donde evaluaron la influencia de la edad en la actividad electromiográfica de los músculos masticatorios en cinco grupos: I (7-12 años), II (13-20 años), III (21- 40 años), IV (41-60 años) y V (61-80 años). Se obtuvieron registros electromiográficos en diferentes posiciones. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0.05$) en todas las condiciones clínicas entre los diferentes grupos de edad. Sin embargo si encontraron, diferentes patrones de activación muscular en todas las edades, con una mayor actividad electromiográfica en niños y jóvenes, así como la disminución en adultos y personas de edad avanzada.

El objetivo en la parte de este estudio fue evaluar la influencia de la edad en la capacidad de los sujetos para adaptar la masticación a cambios antes y después de la rehabilitación protésica. El incremento de la edad se asoció con un aumento en algunos valores potenciales más elevados de sujetos con mayor edad, lo que confirma que muchos cambios se producen en el sistema estomatognático en función de la edad.

LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Diferentes métodos han sido utilizados para evaluar el sistema estomatognático, se han establecido, y se sabe que la acción muscular masticatoria está influenciada por diferentes factores oclusales, tales como el edentulismo parcial. Por lo tanto, la función muscular masticatoria se puede reducir como consecuencia de la pérdida de dientes. En la actualidad existe la posibilidad de evaluar objetivamente mediante la EMG el sistema neuromuscular que añade una nueva dimensión al tratamiento, tanto de los pacientes odontológicos sintomáticos como asintomáticos, facilitando al odontólogo otra herramienta para garantizar resultados previsibles y fisiológicos en sus tratamientos. El análisis electromiográfico permite la evaluación del rendimiento de la actividad muscular masticatoria en diferentes condiciones clínicas. Los resultados electromiográficos obtenidos en este estudio mostró que el lado con dientes naturales, presento valores eléctricos mayores que el lado rehabilitado, independientemente del tipo de prótesis utilizada. Sin embargo como se ha mencionado anteriormente el sistema estomatognático es una entidad de suma complejidad por lo que si queremos obtener conocimientos más precisos de ciertas condiciones es necesario una evaluación más global.

Desde esta premisa, se abren nuevas líneas de investigación que profundicen en el conocimiento del sistema estomatognático, para poder lograr resultados más predecibles, mediante una combinación de estudios que introduzcan otros elementos de evaluación tales como, los modelos de alimentos, los test de granulometría, la kinesiografía, la medición de la fuerza muscular, o los análisis oclusales, o los test de satisfacción, por mencionar algunos. Estos elementos junto con la electromiografía de superficie podrían proporcionar un conocimiento más integral, sobre la actividad muscular, la secuencia masticatoria, los ciclos masticatorios etc., y de esta manera obtener resultados más predecibles y fisiológicos en los tratamientos.

VI. CONCLUSIONES

1. En lo relativo a la actividad electromiográfica de los músculos estudiados, encontramos un patrón de actividad absoluta similar en ambos tipos de prótesis.
2. En cuanto a la comparación entre las prótesis parciales fijas sobre implantes y la prótesis parciales removibles sobre implantes no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los registros electromiográficos entre una y otra, pero en este estudio solo se valoró el potencial eléctrico muscular durante los diferentes registros, no se evaluó la eficacia masticatoria ni el confort durante la masticación.
3. En relación al potencial eléctrico de los cuatro pares de músculos masticatorios, con los diferentes tipos de prótesis del lado control y el lado rehabilitado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas del lado control y del lado rehabilitado. Sin embargo si se observan valores más elevados en el lado no rehabilitado, debido probablemente a la presencia de los mecanismos receptores sensitivos que se encuentran en los dientes.
4. En cuanto a la edad se encontraron diferencias estadísticamente significativas en aquellos sujetos con mayor edad que en los más jóvenes. Principalmente en el músculo masetero y en la porción anterior del músculo temporal en las posiciones de reposo, máxima intercuspidación, y deglución para ambos tipos de prótesis.

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000 Aug;84(2):185-93
2. Mericske-Stern R, Hofmann J, Wedig A, Geering AH. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(6):641-9.
3. Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Nov-Dec;23(6):1109-16.
4. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Nov;62(5):567-72.
5. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Feb;16(1):26-35.
6. Schulte W. Implants and the periodontium. *J Dent J*. 1995 Feb;45(1):16-26.
7. Vieira RA, Melo AC, Budel LA, Gama JC, de Mattias Sartori IA, Thomé G. Benefits of rehabilitation with implants in masticatory function: is patient perception of change in accordance with the real improvement? *J Oral Implantol*. 2014 Jun;40(3):263-9
8. Berretin-Felix G, Machado WM, Genaro KF, Nary Filho H. Effects of mandibular fixed implant-supported prostheses on masticatory and swallowing functions in completely edentulous elderly individuals. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jan-Feb;24(1):110-7.
9. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil*. 2015 Feb;42(2):153-6
10. Kim Y1, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Feb;16(1):26-35.
11. Abarca M, Van Steenberghe D, Malevez C, Jacobs R. The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. *Oral Rehabil*. 2006 Mar;33(3):161-9.

12. Susan E. Mulroney, Adam K. Myers. Netter Fundamentos de fisiología. Ed Elsevier Masson, 2011.
13. Silverthorn. Fisiología Humana. Un enfoque Integrado. Ed Panamericana 4º edición, 2009.
14. E. Gutiérrez-Rivas, Ma D Jiménez, J.Pardo, M.Romero. Manual de electromiografía clínica. Ed Ergon 2º edición, 2008.
15. Henry Rouvière, André Delmas. Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 1, Cabeza y cuello. ; Ed Masson, Barcelona 2006
16. Atlas de anatomía humana Sobotta. Tablas de músculos, articulaciones y nervios / Ed. R. Putz y R. Pabst.; Madrid: Panamericana, 2006
17. Valerius, Frank, Kolster, Hamilton, Lafont Kreutzer. El libro de los músculos: Anatomía, Función, Exploración. Ed Panamericana 5ª edición 2009.
18. Bessadet M, Nicolas E, Sochat M, Hennequin M, Veyrune JL. Impact of removable partial denture prosthesis on chewing efficiency. J Appl Oral Sci. 2013 SepOct;21(5):392-6.
19. Witter DJ, van Elteren P, Käyser AF, van Rossum MJ. The effect of removable partial dentures on the oral function in shortened dental arches. Oral Rehabil. 1989 Jan;16(1):27-33.
20. Charyeva OO, Altynbekov KD, Nysanova BZ. Kennedy classification and treatment options: a study of partially edentulous patients being treated in a specialized prosthetic clinic. J Prosthodont. 2012 Apr;21(3):177-80
21. Bharathi M, Babu KR, Reddy G, Gupta N, Misuriya A, Vinod V. Partial Edentulism based on Kennedy's classification: an epidemiological study. J Contemp Dent Pract. 2014 Mar 1;15(2):229-31.
22. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1992 May;67(5):664-7.
23. Alan B Carr, Glen P Mc Givney, David T Brown. Mc Cracken. Prótesis parcial removable. Ed. Elsevier 2006

24. Shahmiri RA1, Atieh MA. Mandibular Kennedy Class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review J Oral Rehabil. 2010 Mar;37(3):225-34

25. Niarchou AP, Ntala PC, Karamanoli EP, Polyzois GL, Frangou MJ Partial edentulism and removable partial denture design in a dental school population: a survey in Greece. Gerodontology. 2011 Sep;28(3):177-83

26. Gonçalves TM, Campos CH, Rodrigues Garcia RC. Mastication and jaw motion of partially edentulous patients are affected by different implant-based prostheses. J Oral Rehabil. 2014 Jul;41(7):507-14.

27. Carvalho Dias , Da Fonte Porto Carreiro, Bastos Machado Resende, Soares Paiva Torres, Mestriner Júnior .Does a mandibular RDP and new maxillary CD improve masticatory efficiency and quality of life in patients with a mandibular Kennedy class I arch? Clin Oral Investig. 2015 Sep 18.

28. Charyeva OO1, Altynbekov KD, Nysanova BZ. Kennedy classification and treatment options: a study of partially edentulous patients being treated in a specialized prosthetic J clinic. Prosthodont. 2012 Apr;21(3):177-80

29. Niarchou AP, Ntala PC, Karamanoli EP, Polyzois GL, Frangou MJ. Partial edentulism and removable partial denture design in a dental school population: a survey in Greece. Gerodontology. 2011 Sep;28(3):177-83.

30. Hummel SK, Wilson MA, Marker VA, Nunn ME. Quality of removable partial dentures worn by the adult U.S. population. J Prosthet Dent. 2002 Jul;88(1):37-43.

31. Tartaglia GM, Testori T, Pallavera A, Marelli B, Sforza C. Electromyographic analysis of masticatory and neck muscles in subjects with natural dentition, teeth-supported and implant-supported prostheses. Clin Oral Implants Res. 2008 Oct;19(10):1081-8

32. Van der Bilt A, Fontijn-Tekamp FA.. Comparison of single and multiple sieve methods for the determination of masticatory performance. Arch Oral Biol. 2004 Mar;49(3):193-8.

33. Marion Bessadet, Emmanuel Nicolas, Marine Sochat, Martine Hennequin, and Jean-Luc Veyrune .Impact of removable partial denture prosthesis on chewing efficiency. J Appl Oral Sci. 2013 Sep-Oct; 21(5): 392–396.

34. Moller E. Clinical electromyography in dentistry. Int Dent J 1969;19:250-266.

- 35 Bosman F, Van der Glas HW. Electromyography aid in diagnosis, therapy and therapy evaluation in temporomandibular dysfunction. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 1996;103:254-257.
36. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000 Aug;84(2):185-93.
37. Haraldson T, Ingervall B. Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridges. An electromyographic study. *Acta Odontol Scand.* 1979;37(4):207-16.
38. Moyers RE. Temporomandibular muscle contraction patterns in Angle Class II, division I malocclusions; an electromyographic analysis. *Am J Orthod* 1949;35(11):837-57.
39. Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in people with implant-supported bridges. *J Clin Periodontol.* 2011 Apr;38(4):395-404
40. Gonçalves TM, Campos CH, Gonçalves GM, de Moraes M, Rodrigues Garcia RC. Mastication improvement after partial implant-supported prosthesis use. *J Dent Res.* 2013 Dec;92(12 Suppl):2013 Oct 24.
41. Kimoto K, Tamaki K, Yoshino T, Toyoda M. Correlation between elevator muscle activity and direction of sagittal closing pathway during unilateral chewing. *J Oral Rehabil.* 2002 May;29(5):430-4
42. Woda A, Nicolas E, Mishellany-Dutour A, Hennequin M, Mazille M-N, Veyrune J-L, et al. The masticatory normative indicator. *J Dent Res.* 2010;89(3):281–285.
43. Tumrasvin W1, Fueki K, Ohyama T. Factors associated with masticatory performance in unilateral distal extension removable partial denture patients. *J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;15(1):25-31.
44. Cocero Oviedo E, Recuero Fernández E. Introducción a la electromiografía y a la conducción eléctrica del nervio periférico. 1a ed. Madrid: Imp. Graphia; 1971.
45. Cecere F, Ruf S, Pancherz H. Is quantitative electromyography reliable?. *J Orofac Pain* 1996;10(1):38-47.

46. Eriksson L, Westesson PL. Clinical and radiological study of patients with anterior disc displacement of the temporomandibular joint. *Swed Dent J*. 1983;7(2):55-64.
46. Wood WW. A review of masticatory muscle function. *J Prosthet Dent*. 1987 Feb;57(2):222-32.
47. Cooper BC. The role of bioelectronic instruments in the management of TMD. *J Am Dent Assoc* 1996;127:1611-1614.
48. Zuccolotto MC1, Vitti M, Nóbilo KA, Regalo SC, Siéssere S, Bataglion C. Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in rest position of edentulous patients with temporomandibular disorders, before and after using complete dentures with sliding plates. *Gerodontology*. 2007 Jun;24(2):105-10.
49. Gutierrez Rivas E, Jiménez MD, Pardo J, Romero M. *Manual de electromiografía clínica*. Barcelona: Prous Science; 2000.
50. H.J Hermens, G. Hägg, B. Freriks [SENIAM 2] European Applications on Surface ElectroMyoGraphy, Proceedings of the second general SENIAM workshop, Stockholm, Sweden, June 1997, eds. , Roessingh Research and Development b.v., 1997, ISBN 90-75452-06-3.
51. Hermens, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, B. Freriks B. [SENIAM 3] Surface ElectroMyoGraphy Application Areas and Parameters, Proceedings of the third general SENIAM workshop, Aachen, Germany, May 1998, eds. , Roessingh Research and Development b.v., 1998, ISBN 90-75452-10-1.
- 52 H.J. Hermens, B. Freriks [SENIAM 4] Future applications of Surface ElectroMyoGraphy, Proceedings of the fourth general SENIAM workshop, 's Hertogenbosch, September 1999, eds. Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN: 90-75452-16-0.
53. H.J. Hermens, B. Freriks, [SENIAM 5] The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures, deliverable of the SENIAM project, eds. Roessingh Research and Development b.v., 1997, ISBN 90-75452-09-8
54. H.J. Hermens, D. Stegeman, J. Blok and B. Freriks [SENIAM 6] The state of the Art on Modelling Methods for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project, eds. , Roessingh Research and Development b.v., 1998, ISBN 90-75452-11-X.

55. H.J. Hermens, R. Merletti, B. Freriks [SENIAM 7] The state of the Art on Signal Processing Methods for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project, eds. , Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN: 90-75452-17-9.
56. H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, G. G. Hägg, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau[SENIAM 8] European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project, : , C. Disselhorst-Klug, Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN: 90-75452-15-2.
- 57.B. Freriks, H.J. Hermens, [SENIAM 9] European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development b.v., 1999, ISBN: 90-75452-14-4 (CD-rom).
- 58 Roberto Merletti , Philip J. Parker Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. 2004
59. Bakke M, Moller E. Distortion of maximal elevator activity by unilateral premature tooth contact. Scand J Dent Res 1980;88(1):67-75.
60. Widmalm SE, Nemeth P, Ash MM, Lillie JH. The anatomy and electrical activity of the platysma muscle. J Oral Rehabil 1985;12(1):17-22.
61. StandardsforreportingEMGData.JElectromyogrKinesiol1997;7:I-II.
62. Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. Psychophysiology 1986;23(5):567-89.
63. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 1997;13:135-63.
64. Moreno Hay, Isabel. Estudio electromiográfico de los patrones musculares en sujetos con mordida abierta anterior; directores: Teresa Sanchez Sanchez, Ignacio Ardizzone. Tesis Inéditas. UCM 2011.
65. Rash GS. Electromyographic fundamentals. GCMAS (Gait and Clinical Movement Analysis Society) Instructional documents.
66. Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. J Electromyogr Kinesiol 2002;12:1- 16.

67. Moller E. The chewing apparatus. An electromyographic study of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl* 1966;280:1-229.

68. Manual de instrucciones del K6I Myotronics.

69. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10 (5):361-74.

70. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005;23(2):130-7.

71. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernadi C, Bracco P, Merletti R, Anastasi G, Bramanti P. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil* 2005;32(10):708-13.

72. Lippold OC. The relation between integrated action potentials in a human and its isometric tension. *J Physiol* 1952;117(4):492-9.

73. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10 (5):361-74.

74. Ferrario VF, Sforza C, Dellavia C, Tartaglia GM. Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. *J Oral Rehabil* 2003;30(1):34-40.

75. Villarroya MA. Electromiografía fisiológica. *Rehabilitación* 2005;39(6):255-64.

76. Ferdjallah M, Wertsch JJ. Anatomical and technical considerations in surface electromyography. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 1998;9(4):925-31.

77. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13:135-63

78. Macaluso GM, De Laat A. The influence of the position of surface recording electrodes on the relative uptake of the masseteric and temporal M-responses in man. *Eur J Oral Sci* 1995;103(6):345-50.
79. Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology* 1986;23(5):567-89.
80. Moller E. The chewing apparatus. An electromyographic study of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl* 1966;280:1-229.
81. Meekins GD, So Y, Quan D. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders. *Muscle Nerve* 2008;38 (4):1219-24.
82. MacDougall JD, Andrew BL. An electromyographic study of temporalis and masseter muscles. *J Anat* 1953;87(1):37-45.
83. Stegeman DF, Hermens HJ. Criterios para la electromiografía de superficie: Proyecto europeo "EMG de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM)" 1996-1999
84. Soderberg G, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther* 2000;80(5):485-98.
85. Moyers RE. An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movements. *Am J Orthod* 1950;36(7):481-515.
86. Zwarts MJ, Stegeman DF. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve* 2003;28(1):1-17.
87. Ahlgren J, Henrikson T. A comparison of electromyographic recorded parallel and transverse to the fibers of the anterior and posterior temporalis muscles in man. *Arch Oral Biol* 1987;32(10):685-7.
88. Cram JR. The history of surface electromyography. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 2003;28(2):81-91.

89. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005;23(2):130-7.
90. Visser A, Mc Carroll RS, Naeijie M. Masticatory muscle activity in different jaw relations during submaximal clenching efforts. *J Dent Res* 1992;71(2):372-9.
91. Cecere F, Ruf S, Panherz H. Is quantitative electromyography reliable?. *J Orofac Pain* 1996;10(1):38-47.
92. Ahlgren J. Mechanism of mastication. A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children, with special referente to occlusion of the teeth. *Acta Odontol Scand* 1966;24 suppl:44.
93. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernadi C, Bracco P, Merletti R, Anastasi G, Bramanti P. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil* 2005;32(10):708-13.
94. Lobbezoo F, van der Glas HW, Buchner R, van der Bilt A, Bosman F. Gain and threshold of the jaw-jerk reflex in man during isometric contraction. *Exp Brain Res* 1993;93(1):129-38.
95. Castroflorio T, Titolo C, Deregibus A, Debernadi C, Bracco P. The orthodontic treatment of TMD patients: EMG effects of a functional appliance. *Cranio* 2007;25(3):206-12.
96. Zwarts MJ, Stegeman DF. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve* 2003;28(1):1-17.
97. Van der Bilt A, Olthoff LW, Bosman F, Oosterhaven SP. Chewing performance before and after rehabilitation of postcanine teeth in man. *J Dent Res* 1994;73:1677-1683.
98. Kapur KK, Soman SD. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. *J Prosthet Dent* 1964;14:687-694.
99. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
100. Hinkle DE, Wiersma W, Jurs SG. *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. 5th ed. Boston: Houghton Mifflin; 2003.

101. Ferrario VF, Tartaglia GM, Galletta A, Grassi GP, Sforza C. The influence of occlusion on jaw and neck muscle activity: a surface EMG study in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):341-8.
102. Argimon, J.M., y Jimenez J. (1998). *Diseño de investigaciones en ciencias de la salud*. Barcelona: Ed. Signo.
103. Ferrario VF, Serrao G, Dellavia C, Caruso E, Sforza C. Relationship between the number of occlusal contacts and masticatory muscle activity in healthy young adults. *Cranio*. 2002;20(2):91-98
104. Serrao G, Sforza C, Dellavia C, Antinori M, Ferrario VF. Relation between vertical facial morphology and jaw muscle activity in healthy young men. *Prog Orthod*. 2003;4:45-51. doi: 10.1034/j.1600-9975.2002.02031.x.
105. Cecere, F., Ruf, S., y Pancherz, H. (1996). Is quantitative electromyography reliable? *Journal of Orofacial Pain*, 10(1), 38-47.
106. Kibana, Y., Ishijima, T., y Hirai, T. (2002). Occlusal support and head posture. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(1), 58-63.
107. Jankelson, R.R. (1990). *Neuromuscular dental diagnosis and treatment*. St. Louis: Ishitaku Euroamerica, Inc.
108. Widmalm, S.E., Nemeth, P.A., Ash, M.M. Jr, y Lillie, J.H. (1985). The anatomy and electrical activity of the platysma muscle. *Journal of Oral Rehabilitation*, 12(1), 17-22.
109. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio*. 2005 Apr;23(2):130-7.
110. Okeson JP. *Orofacial pain guidelines assessment, diagnosis and managements*. Chicago: Ed. Quintessence; 1996.
111. Castroflorio T, Titolo C, Deregibus A, Debernadi C, Bracco P. The orthodontic treatment of TMD patients: EMG effects of a functional appliance. *Cranio* 2007;25(3):206-12.

112. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005;23(2):130-7.

113. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debernardi C, Bracco P, Farina D. Reproducibility of surface EMG variables in isometric submaximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(5):498-505.

114. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piacino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):411-7.

115. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debernardi C, Bracco P, Farina D. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006 Oct;16(5):498-505. Epub 2005 Nov 15.

116. Cooper BC. Parameters of an optimal physiological state of the masticatory system: the results of a survey of practitioners using computerized measurement devices. *Cranio* 2004;22(3):220-33.

117. Svensson P, Graven-Nielsen T. Craniofacial muscle pain: review of mechanisms and clinical manifestations. *J Orofac Pain* 2001;15(2):117-45.

118. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005;23(2):130-7.

119. Ferrario VF, Sforza C, D'Abbona A, Miani A Jr. Reproducibility of electromyographic measures: a statistical analysis. *J Oral Rehabil* 1991;18(6):513-21.

120. Lund JP, Widmer CG. An evaluation of the use of surface electromyography in the diagnosis, documentation and treatment of dental patients. *J Craniomand Disord* 1989;3(3):125-37.

121. Bakke M, Michler L, Moller E. Occlusal control of mandibular elevator muscles. *Scand J Dent Res* 1992;100(5):284-91.

122. Ahlgren J. Surface and intramuscular EMG from the temporalis muscle. A study of methods. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 1985 25(5), 353-357.

123. Jiménez, I.D. Dental stability and maximal masticatory muscle activity. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1987. 14(6), 591-598.

124. McCarrol, R.S., Naeije, M., Kim, Y.K., y Hansson, T.L. Short term effect of a stabilization splint on the asymmetry of submaximal masticatory muscle activity. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1989 a16(2), 171-176.

125. McCarrol R.S, Naeije M, y Hansson, T.L. Balance in masticatory muscle activity during natural chewing and submaximal clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1989b16(5), 441-446.

126. Moller E. The chewing apparatus. An electromyographic study of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl* 1966;280:1-229.

127. Fresno MJ, Miralles R, Valdivia J, Fuente sA, Valenzuela S, Ravera MJ, Santander H. Electromyographic evaluation of anterior temporal and suprahyoid muscles using habitual methods to determine clinical rest position. *Cranio* 2007;25(4):257-63.

128. Möller E, Sheikholeslam A, Lous J. Response of elevator activity during mastication to treatment of functional disorders. *Scand J Dent Res* 1984;92(1):64-83.

129. Yurkstas AA. The masticatory act. A Review. *J Prosthet Dent*. 1965;15:248–260.

130. Aras K, Hasanreisoglu U, Shinogaya T. Masticatory performance, maximum occlusal force, and occlusal contact area in patients with bilaterally missing molars and distal extension removable partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2009;22:204–209.

131. Magalhães IB, Pereira LJ, Marques LS, Gameiro GH. The influence of malocclusion on masticatory performance. *Angle Orthod*. 2010;80:981–987.

132. Latif A. An electromyographic study of the temporalis muscle in normal persons during selected positions and movements of the mandible. *Am J Orthod* 1957;43(8):577-91.

133. MacDougallJD, AndrewBL. An electromyographic study of temporalis and masseter muscles. *J Anat* 1953;87(1):37-45.

134. Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):63-70.
135. Kerstein RB. Combining technologies: a computerized occlusal analysis system synchronized with a computerized electromyography system. *Cranio* 2004;22(2):96-109.
136. Bakke M, Michler L, Moller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res* 1989;79(6):539-
137. Bakke M. Mandibular elevator muscles: physiology, action, and effect of dental occlusion. *Scand J Dent Res* 1993;101(5):314-21.
138. Hannam AG, De Cou RE, Scott JD, Wood WW. The relationship between dental occlusion, muscle activity and associated jaw movement in man. *Arch Oral Biol* 1977;22(1):252-32.
139. Bakke M, Michler L, Moller E. Occlusal control of mandibular elevator muscles. *Scand J Dent Res* 1992;100(5):284-91.
140. Smith OC. Action potentials from single motor units involuntary contractions. *Am J Physiol* 1934;108:629-38.
141. Cooper BC. Parameters of an optimal physiological state of the masticatory system: the results of a survey of practitioners using computerized measurement devices. *Cranio* 2004;22(3):220-33.
142. Cecilio FA, Regalo CH, Palinkas M, Issa JP, Siessere S, Hallak JE, Machado de Sousa JP, Semprini M. Ageing and surface EMG activity patterns of masticatory muscles. *J Oral Rehabil* 2010;37(2):1-8.
143. Standards for reporting EMG Data. *J Electromyography* 1997;7:I-II.
144. Bakke M, Tuxen A, Vilmann A, Toft M. Ultrasound image of human masseter muscle related to bite force, electromyography, facial morphology, and occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1992;100(3):164-71.

145. Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):63-70.
146. Throckmorton GS, Dean JS. The relationship between jaw-muscle mechanical advantage and activity levels during isometric bites in humans. *Arch Oral Biol* 1994;39(5):429-37.
147. Rilo B, Santana V, Mora MJ, Cadarso M. Myoelectrical activity of clinical rest position and jaw muscle activity in young adults. *J Oral Rehabil* 1997;24(10):735-40.
148. Ingervall B, Egermark-Eriksson I. Function of temporal and masseter muscles in individuals with dual bite. *Angle Orthod* 1979;49(2):131-40.
149. Bakke M, Michler L, Moller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res* 1989;79(6):539-51.
150. Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):63-70.
151. Throckmorton GS, Groshan GJ, Boyd SB. Muscle activity patterns and control of temporomandibular joint loads. *J Prosthet Dent*. 1990 Jun;63(6):685-95.
152. Okada Y, Kamijo Y, Okazaki K, Masuki S, Goto M, Nose H. Pressor responses to isometric biting are evoked by somatosensory receptors in periodontal tissue in humans. *J Appl Physiol* 2009;107:531-9.
153. Naeije M, Honée GL. The reproducibility of movement parameters of the empty open-close-clench cycle in man and their dependency on the frequency of movements. *J Oral Rehabil*. 1979 Oct;6(4):405-15.
154. Griffin CJ, Munro RR. Electromyography of the jaw-closing muscles in the open-close-clench cycle in man. *Arch Oral Biol*. 1969 Feb;14(2):141-9.
155. Munro RR, Griffin CJ. Analysis of the electromyography of the masseter muscle and the anterior part of the temporalis muscle in the open-close-clench cycle in man. *Arch Oral Biol*. 1970 Sep;15(9):827-44.

156 Moyers RE. An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporo-mandibular movements. *Am J Orthod* 1950;36(7):481-515.

159. Belser UC, Hannam AG. The influence of altered working-side occlusal guidance on masticatory muscles and related jaw movement. *J Prosthet Dent* 1985;53(3):406- 13.

160. Venegas M, Valdivia J, Fresno MJ, Miralles R, Gutiérrez MF, Valenzuela S, Fuentes A. Clenching and grinding: effect on masseter and sternocleidomastoid electromyographic activity in healthy subjects. *Cranio* 2009;27(3):159-66.

171. Slagter AP, Bosman F, van der Bilt A. Comminution of two artificial test foods by dentate and edentulous subjects. *J Oral Rehabil.* 1993;20:159–176.

172. Mathevon E, Mioche L, Brown WE, Culioli J. Texture analysis of beef cooked at various temperatures by mechanical measurements, sensory assessments and electromyography. *J Texture Stud.* 1995;26:175–192.

173. Peyron MA, Lassauzay C, Woda A. Effects of increased hardness on jaw movement and muscle activity during chewing of visco-elastic model foods. *Exp Brain Res.* 2002;142:41–51.

174. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent Res.* 2004;32:451–457.

175. Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech.* 1980;13:755–763.

176. Pröschel PA, Morneburg TR. Task-dependence of activity/bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res.* 2002;81:464–468.

177. Slagter AP, Bosman F, van der Glas HW, van der Bilt A. Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state. *Arch Oral Biol.* 1993 Mar;38(3):195-205.

178. Burdette BH, Gale EN. Reliability of surface electromyography of the masseter and anterior temporal areas. *Arch Oral Biol* 1990;35(9):747-51.

179. Abt E, Carr AB, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012 Feb 15.
180. Kapur KK. Veterans Administration Cooperative Dental Implant Study--comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part III: Comparisons of masticatory scores between two treatment modalities. *J Prosthet Dent*. 1991 Feb;65(2):272-83.
181. Liedberg B, Norlen P, Owall B, Stoltze K. Masticatory and nutritional aspects on fixed and removable partial dentures. *Clin Oral Investig* 2004 8:11-17
182. Goshima K, Lexner MO, Thomsen CE, Miura H, Gotfredsen K, Bakke M. Functional aspects of treatment with implant-supported single crowns: a quality control study in subjects with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res* 2010 21:108-114.
183. Muller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2012 23:144-150 .
184. Bhoyar PS, Godbole SR, Thombare RU, Pakhan AJ.. Effect of complete edentulism on masseter muscle thickness and changes after complete denture rehabilitation: an ultrasonographic study. *J Investig Clin Dent* 20123:45-50.
185. Ohara Y, Hirano H, Watanabe Y, Edahiro A, Sato E, Shinkai S. Masseter muscle tension and chewing ability in older persons. *Geriatr Gerontol Int* 2013, 13:372-377.
186. Tsai CY, Lin YC, Su B, Yang LY, Chiu WC. . Masseter muscle fibre changes following reduction of masticatory function. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012 41:394-399
187. Bakke M, Michler L. Temporalis and masseter muscle activity in patients with anterior open bite and craniomandibular disorders. *Scand J Dent Res* 1991;99(3):219-28.
188. Jarabak JR. An electromyographic analysis of muscular behaviour in mandibular movements from rest position. *J Prosthet Dent* 1957;7(5):682-710.
189. Ingervall B, Thilander B. Relation between facial morphology and activity of the masticatory muscles. *J Oral Rehabil* 1974;1(2):131-47.

190. Takahashi S, Kuribayashi G, Ono T, Ishiwata Y, Kuroda T. Modulation of masticatory muscle activity by tongue position. *Angle Orthod* 2005;75(1):35-9.
191. Miralles R, Gutiérrez C, Zuchino G, Cavada G, Carvajal R, Valenzuela S, Palazzi C. Body position and jaw posture effects on supra- and infrahyoid electromyographic activity in humans. *Cranio* 2006;24(2):106-13.
192. Engelke W, Mendoza M, Repetto G. Preliminary radiographic observations of the tongue repositioning manoeuvre. *Eur J Orthod*. 2006;28:618–623.
193. Tomes C. The bearing of the development of the jaws on irregularities. *Dent Cosmos*. 1873;15:292–296.
194. Ruan WH, Chen MD, Gu ZY, Lu Y, Su JM, Guo Q. Muscular forces exerted on the normal deciduous dentition. *Angle Orthod*. 2005;75:785–790.
195. Moss ML, Salentijn L. The capsular matrix. *Am J Orthod*. 1969;56:474–490.
196. Weinstein S, Haack DC, Morris LY, Snyder BB, Attaway HE. On an equilibrium theory of tooth position. *Angle Orthod*. 1963;33:1–26.
197. Galo R, Vitti M, Mattos Mda G, Regalo SC. Masticatory muscular activation in elderly individuals during chewing. *Gerodontology*. 2007 Dec;24(4):244-8.
198. Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A. Influence of age on adaptability of human mastication. *J Neurophysiol*. 2004 Aug;92(2):773-9.
199. Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001 Jul;46(7):641-8.
200. Felício CM, Sidequersky FV, Tartaglia GM, Sforza C. Electromyographic standardized indices in healthy Brazilian young adults and data reproducibility. *J Oral Rehabil* 2009;36(8):577-83.
201. Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology* 1986;23(5):567-89.

202. Clark GT, Browne PA, Nakano M, Yang Q. Co-activation of sternocleidomastoid muscles during maximal clenching. *J Dent Res* 1993;72(11):1499-502.

203. Peña JM, Maestro A, Cerceda CH, Cueto M, Fernández A, Villa MA. Contracción sincrónica de los músculos de la nuca, los temporales y los maseteros durante la función masticatoria. *Av Odontoestomatol* 1996;42:379-83.

204. Eriksson PO, Häggman-Henrikson B, Nordh E, Zafar H. Co-ordinated mandibular and head-neck movements during rhythmic jaw activities in man. *J Dent Res* 2000;79(6):1378-84.

205. Hidaka O, Yanagi M, Takada K. Mental stress-induced physiological changes in human masseter muscle. *J Dent Res* 2004;83(3):227-31.

206. Ericsson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Arch Oral Biol* 1983;28(9):781-95.

207. Dahan J, Boitte C. Comparison of the reproducibility of EMG signals recorded from human masseter and lateral pterygoid muscles. *J Dent Res* 1986;65(3):441-7.

208. Reger SI, Shah A, Adams TC, Endredi J, Ranganathan V, Yue GH, Sahgal V, Finneran MT. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(4):392-401.

209. Suvinen TI, Malmberg J, Forster C, Kemppainen P. Postural and dynamic masseter and anterior temporalis muscle EMG repeatability in serial assessments. *J Oral Rehabil* 2009;36 (11):814-20.

210. Uram-Tuculescu S, Cooper LF, Foegeding EA, Vinyard CJ, De Kok IJ, Essick G. Electromyographic evaluation of masticatory muscles in dentate patients versus conventional and implant-supported fixed and removable denture wearers- a preliminary report comparing model foods. *Int J Prosthodont*. 2015 Jan-Feb;28

211. Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in people with implant-supported Bridges. *J.Clin Periodontol*. 2011 Apr;38(4):395-404.

212. Slagter, A. P., Bosman, F., van der Glas, H. W. & van der Bilt, A. (1993) Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state. *Archives of Oral Biology* 38, 195–205.

213. Veyrune, J. L., Lassauzay, C., Nicolas, E., Peyron, M. A. & Woda, A. (2007) Mastication of model products in complete denture wearers. *Archives of Oral Biology* 52, 1180–1185.
214. Mishellany-Dutour, A., Renaud, J., Peyron, M. A., Rimek, F. & Woda, A. (2008) Is the goal of mastication reached in young dentates, aged dentates and aged denture wearers? *British Journal of Nutrition* 99, 121–128.
- 215 Bessadet M, Nicolas E, Sochat M, Hennequin M, Veyrune JL. Impact of removable partial denture prosthesis on chewing efficiency. *J Appl Oral Sci.* 2013 Sep-Oct;21(5):392-6.
216. Trulsson, M. Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors. *Journal of Oral Rehabilitation* 33, 262–273.
217. Johansson, R. S., Trulsson, M., Olsson, K. A. & Abbs, J. H. (1988) Mechanoreceptive afferent activity in the infraorbital nerve in man during speech and chewing movements. *Experimental Brain Research* 72, 209–214.

COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA
Hospital Clínico San Carlos
Área 7 -Madrid-

Telf. 91.330 38 19/ Fax. 91.330 32 99
e.mail: ceic.hcsc@salud.madrid.org

INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA


DÑA. Mª DEL MAR GARCÍA ARENILLAS, SECRETARIA DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA DEL HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS DE MADRID.

HACE CONSTAR:

Que el proyecto de investigación titulado: ***"Estudio Electromiográfico sobre los patrones masticatorios en pacientes rehabilitados con restauraciones parciales fijas sobre implantes"*** (E-07/159) del que forman parte del equipo investigador, la Dra. Alicia Celemín Viñuela, la Dra. Carmen Moreno González y la Dra. Marlene Barrios Carrasco, del Departamento de prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología (UCM), ha sido estudiado por este Comité, no habiéndose realizado objeción alguna al mismo.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto.

Madrid, 05 de Junio del 2007.

 
Hospital Clínico
San Carlos
Comité Ético de
Investigación Clínica

Fdo: Dra. M. García Arenillas



CONVENIO ENTRE LA FUNDACIÓN DE INVESTIGACIÓN MÉDICA MUTUA MADRILEÑA Y LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID PARA FOMENTAR LA COLABORACIÓN EN ACTIVIDADES DE INVESTIGACIÓN

En Madrid a 29 de Mayo de 2007

REUNIDOS

D. José María Ramírez Pomatta en su calidad de Presidente del Patronato de la Fundación de Investigación Médica Mutua Madrileña (en adelante FMM), domiciliada en Madrid, C/ Fortuny nº 18, constituida por tiempo indefinido mediante escritura otorgada el 29 de Julio de 2003 ante el notario de Madrid D. José María de Prada Guaita, e inscrita en el Registro de Fundaciones de la Comunidad de Madrid en la hoja 356, tomo LX folios 1-26.

Dña. Carmen Acebal Sarabia en nombre y representación de la Universidad Complutense de Madrid, con CIF nº Q2818014-I, mayor de edad y provisto de DNI Nº 01359264 X, domiciliado en Avenida de Séneca nº 2, 28040 Madrid

Dña. Alicia Celemin Viñuela, mayor de edad, con DNI nº 10800293, y domicilio en Madrid Calle General Díaz Porlier 99 Duplicado, 5º D, como Investigador Principal y responsable del proyecto titulado **“Estudio con registros gráficos, sobre los patrones masticatorios en pacientes rehabilitados con restauraciones parciales fijas sobre implantes”**, que será desarrollado en la Universidad Complutense de Madrid.

Se reconocen la capacidad suficiente para obligarse en el presente convenio de Investigación que se concreta en los siguientes:



ANTECEDENTES

1.- En el pasado mes de Octubre, la Fundación de Investigación Médica Mutua Madrileña, convocó su IV Convocatoria para la Adjudicación de Ayudas a la Investigación, dándose publicidad a dicha convocatoria a través de los medios de comunicación más idóneos.

2.- El Patronato, a propuesta del Consejo Rector de Investigación de la Fundación, después de las consiguientes deliberaciones tras el examen de los proyectos presentados a la Convocatoria, acordó por unanimidad, la adjudicación de ayudas a la investigación entre otros proyectos al presentado por Dña. Alicia Celemin Viñuela, para ser desarrollado en la Universidad Complutense de Madrid.

CLAUSULAS

PRIMERA. El Objeto del presente contrato, es la regulación de derechos y obligaciones que se deriven del desarrollo del proyecto de investigación titulado: **"Estudio con registros gráficos, sobre los patrones masticatorios en pacientes rehabilitados con restauraciones parciales fijas sobre implantes"**.

SEGUNDA. a) El Proyecto será ejecutado por el Equipo de Investigación cuyo INVESTIGADOR PRINCIPAL es Dña. Alicia Celemin Viñuela y que se integra por los siguientes investigadores:

Dña. Carmen Moreno González, mayor de edad, con DNI 264716D

Dña. Marlene Barrios Carrasco, mayor de edad, con DNI X6856795R

b) El Investigador Principal, asegura no haber recibido ninguna otra subvención con cargo al proyecto. Sin embargo, este proyecto puede constituir una prolongación de otros previos, o una consecuencia de los trabajos realizados por el equipo investigador que pueden haber sido subvencionados por otras entidades.



c) El Investigador Principal, se compromete a ejecutar el proyecto en las condiciones estipuladas en el presente contrato, y en la memoria del proyecto, que se adjunta al presente contrato, así como, las cantidades asignadas sin cambio en los presupuestos, líneas de estudio o miembros del equipo investigador

Excepcionalmente, puede ser aceptado por el Consejo Rector de la FMM, un cambio en el presupuesto, líneas básicas o modificación en la composición del equipo investigador, siempre que esto, sea debidamente documentado y constituya una necesidad para los fines del proyecto de investigación.

Las cláusulas de este contrato, tendrán preferencia sobre las especificaciones de la memoria en caso de discrepancia entre unas y otras.

d) El Equipo de Investigación no tendrá vinculación o dependencia alguna con la FMM, salvo las específicas derivadas de este contrato.

TERCERA. El plazo de ejecución del proyecto se fija en **tres años**, que empezará a contar desde la firma de este contrato. El Investigador Principal, se compromete a iniciar la ejecución del proyecto en el plazo indicado y proseguirlo ininterrumpidamente hasta su finalización, sin que ningún compromiso anterior o futuro pueda impedir el cumplimiento de las obligaciones derivadas del presente contrato.

CUARTA. La FMM financiará la ejecución del proyecto objeto del presente contrato de la siguiente forma:

a) El presupuesto total de la ejecución del proyecto se concreta en la cantidad de **6.000,00 euros**, que la Universidad Complutense de Madrid y el Investigador Principal consideran suficiente para su ejecución y que en ningún momento podrá rebasar el importe total presupuestado.

El presupuesto queda desglosado de la siguiente forma:

Primera anualidad **3.000,00 euros**, que corresponden a gastos de personal, material fungible e inventariable, y otros gastos.



Segunda anualidad **1.500,00 euros**, que corresponden a gastos de personal, material fungible e inventariable, y otros gastos.

Tercera anualidad **1.500,00 euros**, que corresponden a gastos de personal, material fungible e inventariable, y otros gastos.

b) El presupuesto se hará efectivo por parte de la FMM conforme a la siguiente distribución:

- 3.000,00 euros al inicio del proyecto
- 1.500,00 euros al inicio del segundo año
- 1.500,00 euros al inicio del tercer año

c) Las cantidades fijadas para cada anualidad serán transferidas a la cuenta corriente número 2038 1735 98 6000401547, abierta en el Banco Caja Madrid c/ Donoso Cortés nº 80, Madrid 28015 a nombre de la Fundación General de la Universidad Complutense de Madrid, haciendo oficial su firma para los movimientos relacionados con el proyecto de investigación al investigador principal Dña. Alicia Celemin Viñuela.

d) Las siguientes anualidades, solamente se harán efectivas en las fechas indicadas, si el informe a que se hace referencia en la cláusula sexta b), ha sido recibido en el plazo indicado.

QUINTA. El Consejo Rector de la FMM, designará entre sus miembros una Comisión de Supervisión que asumirá las responsabilidades relacionadas con el control y seguimiento del desarrollo del proyecto de investigación, y la aplicación de los fondos recibidos de la FMM para la ejecución del proyecto,

SEXTA. El Investigador Principal asume las siguientes obligaciones:

- a) Realizar los trabajos de ejecución del proyecto con arreglo a la memoria del mismo y a las cláusulas de este contrato.



b) Anualmente el Investigador Principal deberá remitir a la FMM un informe detallado del desarrollo de los trabajos de ejecución del proyecto, resultados obtenidos, y de los gastos realizados con cargo a la financiación de aquellos, acompañando los justificantes. En los proyectos de duración de un año, estos datos se remitirán en la memoria final a la que se hace referencia en la cláusula séptima.

c) La Universidad Complutense de Madrid tiene obligación de permitir el libre acceso de los miembros del Consejo Rector al lugar donde se está desarrollando el proyecto, para la oportuna revisión de los trabajos.

SEPTIMA. Una vez concluido el trabajo de investigación objeto del presente convenio, el Investigador Principal, habrá de remitir a la FMM una MEMORIA FINAL en el plazo de 30 días, y en la que se hará constar en su parte final, las publicaciones impresas, aceptadas o en curso relacionadas con el proyecto de investigación haciendo referencia al factor impacto final alcanzado y el patrocinio por parte de la FMM.

OCTAVA. Las ayudas a la investigación previstas en este convenio se realizan en cumplimiento del objeto y fines estatutarios de la FMM y no están condicionadas al resultado técnico o económico del proyecto.

No obstante, con el objeto de reforzar el cumplimiento del objeto y fines de la FMM, los derechos de explotación de la obra del autor, en especial, los derechos de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación, corresponderán a los autores y a la FMM, para las modalidades de utilización o medios de difusión existentes al tiempo de la firma del presente contrato, para el ámbito mundial y, con la duración máxima prevista en los artículos 26 y siguientes del TR, de la ley de la propiedad intelectual, para la protección de los derechos de autor



Igualmente, las invenciones y derechos de propiedad industrial que pudieran derivarse del trabajo de investigación desarrollado durante la ejecución del presente contrato, corresponderán a la FMM y al inventor, por partes iguales.

En todas las comunicaciones que se realicen durante la ejecución del presente contrato y posteriores, que versen sobre el contenido de la investigación, se deberá hacer mención del patrocinio del proyector por parte de la FMM.

NOVENA. Los aparatos e instrumental adquiridos con la financiación de la FMM, una vez concluido el trabajo de investigación, se les dará el destino que se considere más oportuno por parte de la FMM y la Universidad Complutense de Madrid.

DECIMA. El presente contrato se extinguirá por cumplimiento de todas las previsiones del mismo o por resolución del Patronato de la FMM basado en el incumplimiento de las obligaciones derivadas del presente contrato por cualquiera de las partes. La resolución del Patronato irá precedida de un informe del Consejo Rector

UNDECIMA. Para cualquier controversia o disputa que pudiera derivarse de este contrato, de su interpretación o ejecución, las partes con renuncia expresa a su propio fuero, si otro le correspondiese se someten al laudo que en su día dicte la Sociedad Española de Arbitraje conforme a su reglamento y estatutos comprometiéndose a acatar el mismo.

DUODECIMA. Las partes señalan como domicilio a efectos de comunicaciones los que se derivan de la comparecencia del presente contrato. En caso de modificación del mismo, habrá de comunicarse a la otra parte contratante por escrito fehaciente o bien por carta o por acuse de recibo.



Y para que así conste y surta los efectos que correspondan, las partes firman en señal de conformidad en duplicado ejemplar el presente contrato, en lugar y fecha al inicio señalado.

Dña. Alicia Celemin Viñuela
Investigador Principal

D. José María Ramírez Pomatta
Presidente Patronato
Fundación de Investigación Médica
Mutua Madrileña

Dña. Carmen Acebal Sarabia
Vicerrectora de Investigación y Política Científica
Universidad Complutense





UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLÓGIA

Consentimiento Informado

Título del Proyecto: ESTUDIO ELECTROMIOGRÁFICO SOBRE LOS PATRONES MUSCULARES EN PACIENTES REHABILITADOS CON RESTAURACIONES PARCIALES FIJAS SOBRE IMPLANTES

Miembros del equipo investigador: Alicia Celemín Viñuela, González, Marlene Barrios Carrasco, Carmen Moreno Gonzalez. **Centro de investigación:** Facultad de Odontología. Departamento de prótesis Bucofacial. (UCM)

- Nombre del paciente:
- Nombre del médico que le informa:
- Fecha:

DESCRIPCION DEL PROCEDIMIENTO

- Las pruebas complementarias que se necesitan para aclarar el diagnóstico son: Electromiografía.....
- El plan de estudio consiste en: Exploración de la musculatura de cierre para evaluar la influencia de colocación de prótesis parciales posteriores sobre implantes osteointegrados y protesis parcial removible.

En pacientes que no presentan ningún tipo de síntoma es importante la realización de estudios electromiograficos para evaluar los cambios funcionales en los músculos masticatorio antes y después de la colocación de las prótesis removibles y sobre implantes.

Se me ha informado que la evolución puede no ajustarse a lo previsto y que no existe garantía de resolución total de mis dolencias. Que el tratamiento puede requerir de la utilización de aparatos en la boca, de medicamentos, incluyendo antidepresivos y anticonvulsivantes, de infiltración de los músculos o articulaciones, de tratamiento fisioterapéutico, de psicoterapia o de tratamiento

quirúrgico y de otras técnicas que han demostrado su utilidad en este tipo de trastornos, las cuales pueden presentar efectos colaterales.

RIESGOS DEL PROCEDIMIENTO: Dependiendo del procedimiento empleado los riesgos pueden ser.

- Complicaciones poco graves y frecuentes: ninguna
- Complicaciones graves y poco frecuentes: fatiga muscular

RIESGOS PERSONALIZADOS:

Declaro que he sido informado por los médicos de los riesgos de la intervención y que me han explicado las posibles alternativas.

Estoy satisfecho con la información recibida, he podido formular todas las preguntas que he creído conveniente y me han aclarado todas las dudas planteadas.

En consecuencia doy mi consentimiento para participar en este estudio.

Firma del paciente

Firma del facultativo

Nombre del representante legal en caso de incapacidad del paciente con indicación del carácter con el que interviene (padre, madre, tutor, etc.).

Fdo:D.N.I.:

Revoco el consentimiento prestado en fechay no deseo proseguir el tratamiento que doy con esta fecha finalizado.

Fdo El paciente

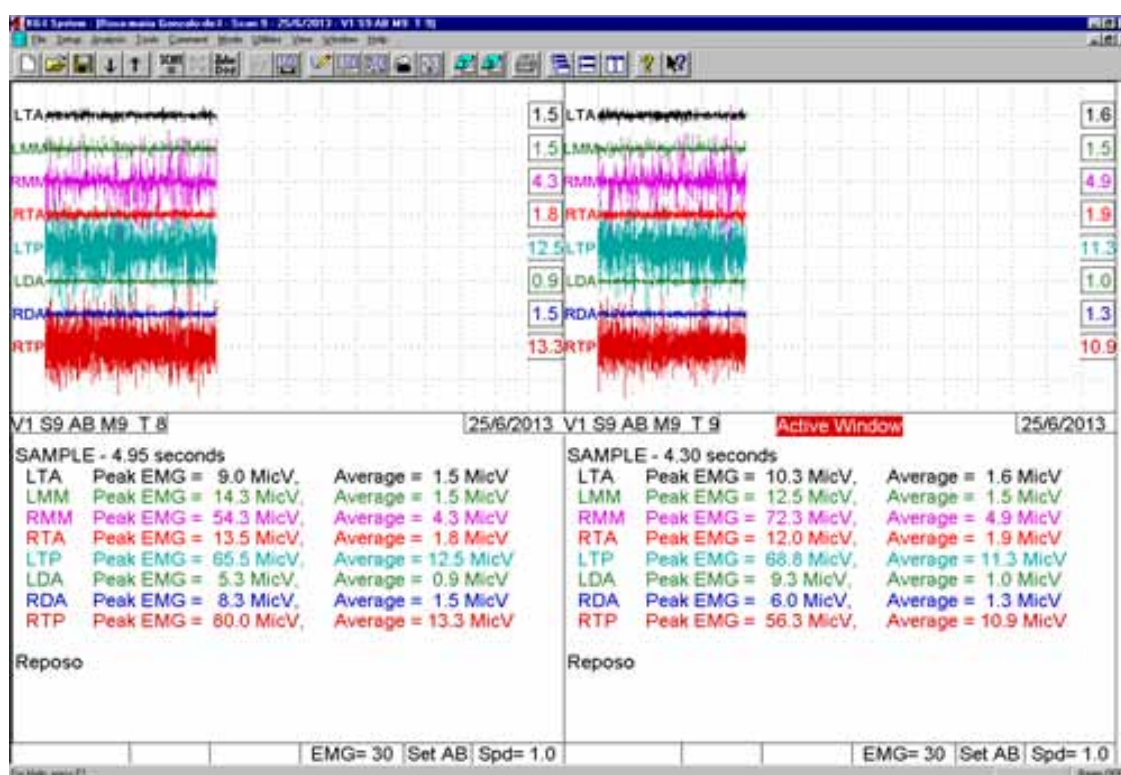
Fdo. El facultativo

Fdo: el representante legal

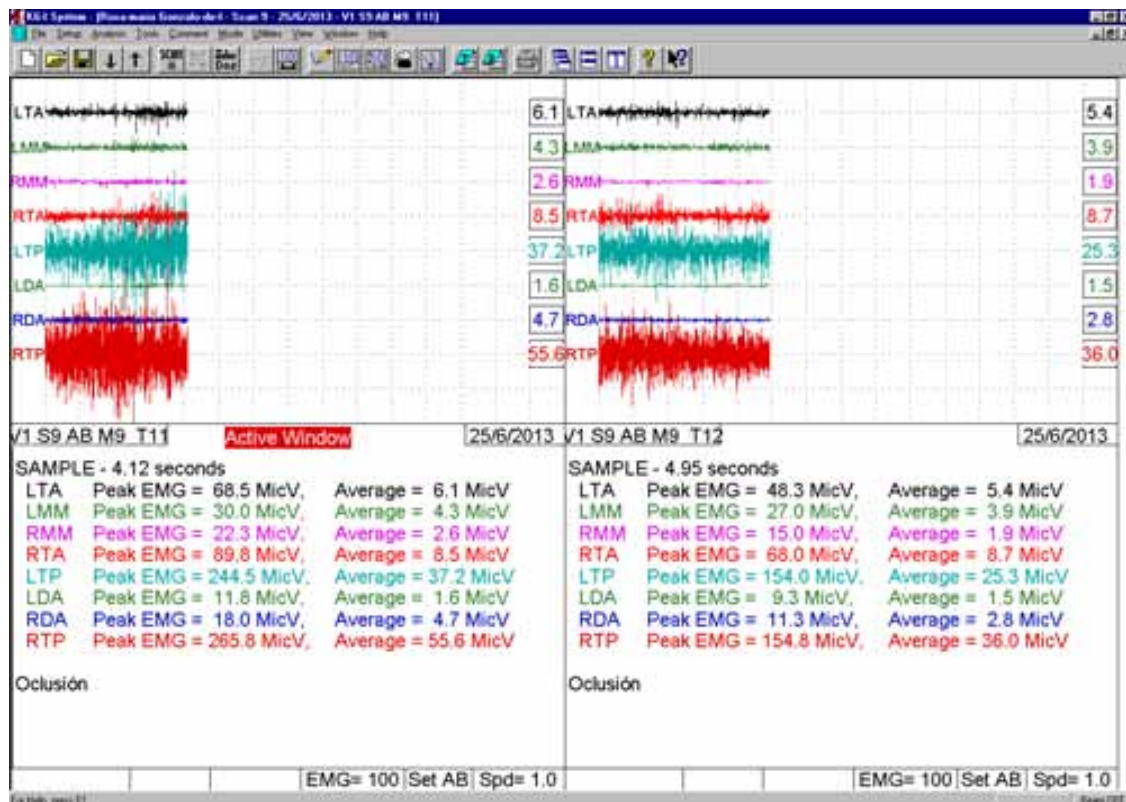
ELECTROMIOGRAFÍA

Primer registro con PPR

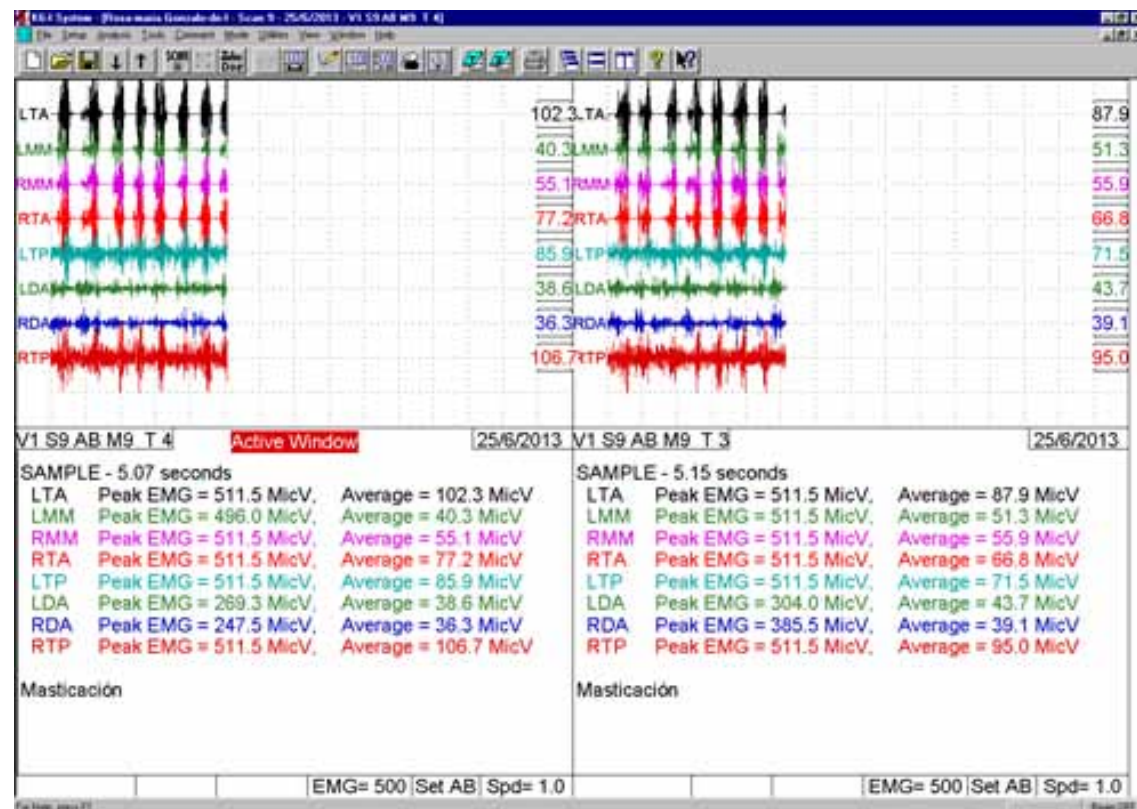
ID.PAC 1626-1-13 Rosa Maria G.L Edad años altura. Fecha de realización 25/6/13
Scan. Reposo



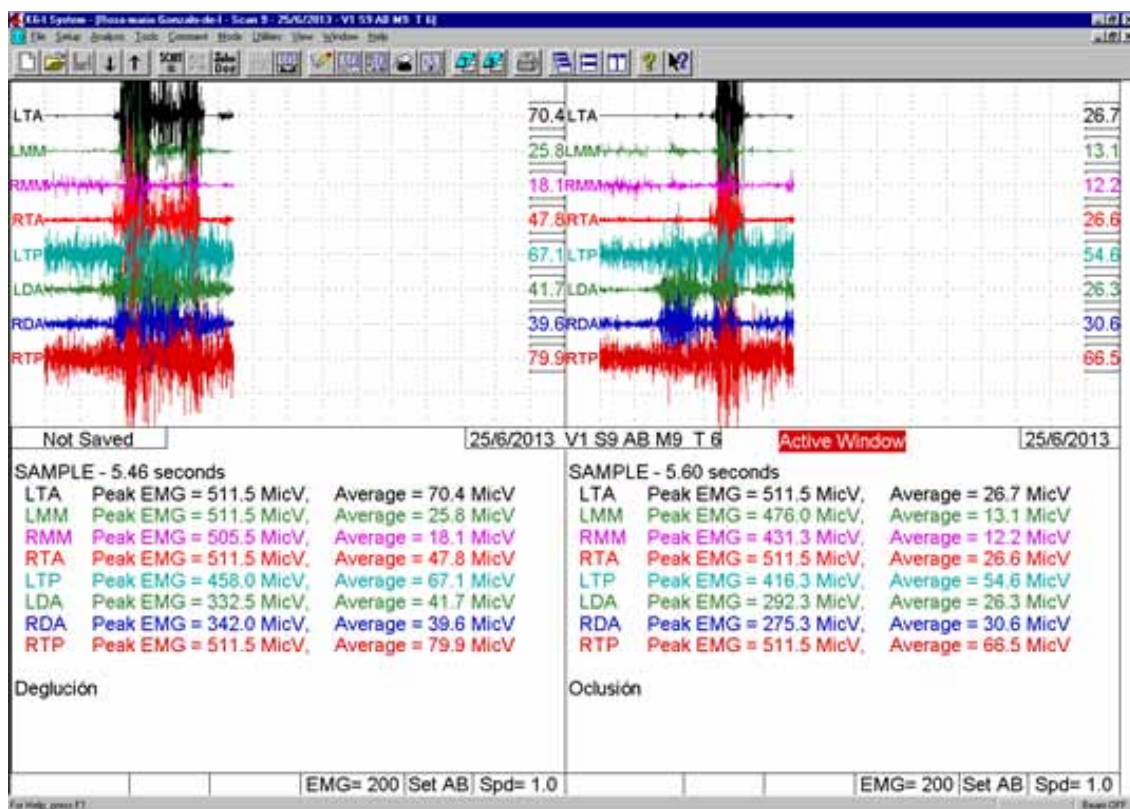
Scan. Oclusión



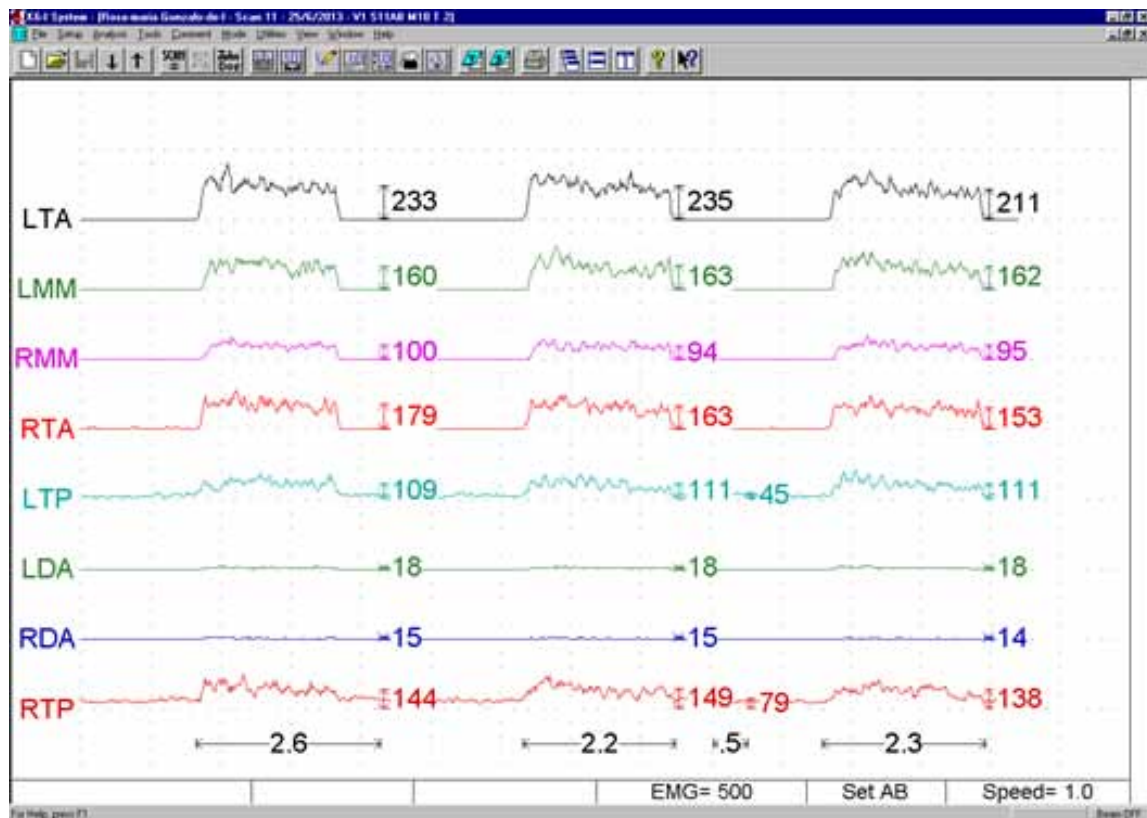
Scan. Masticación



Scan. Deglución



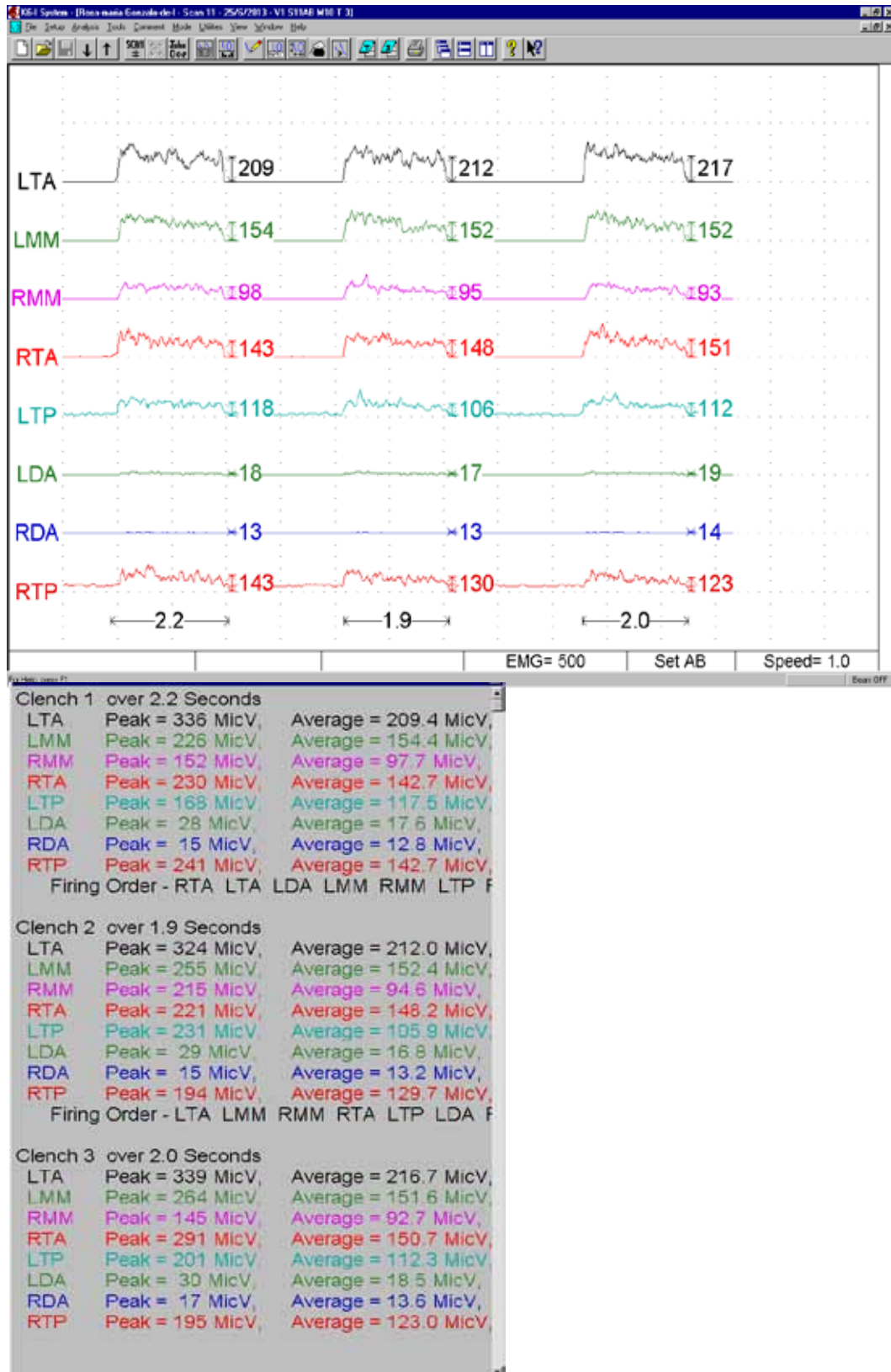
Scan. Máximo apretamiento



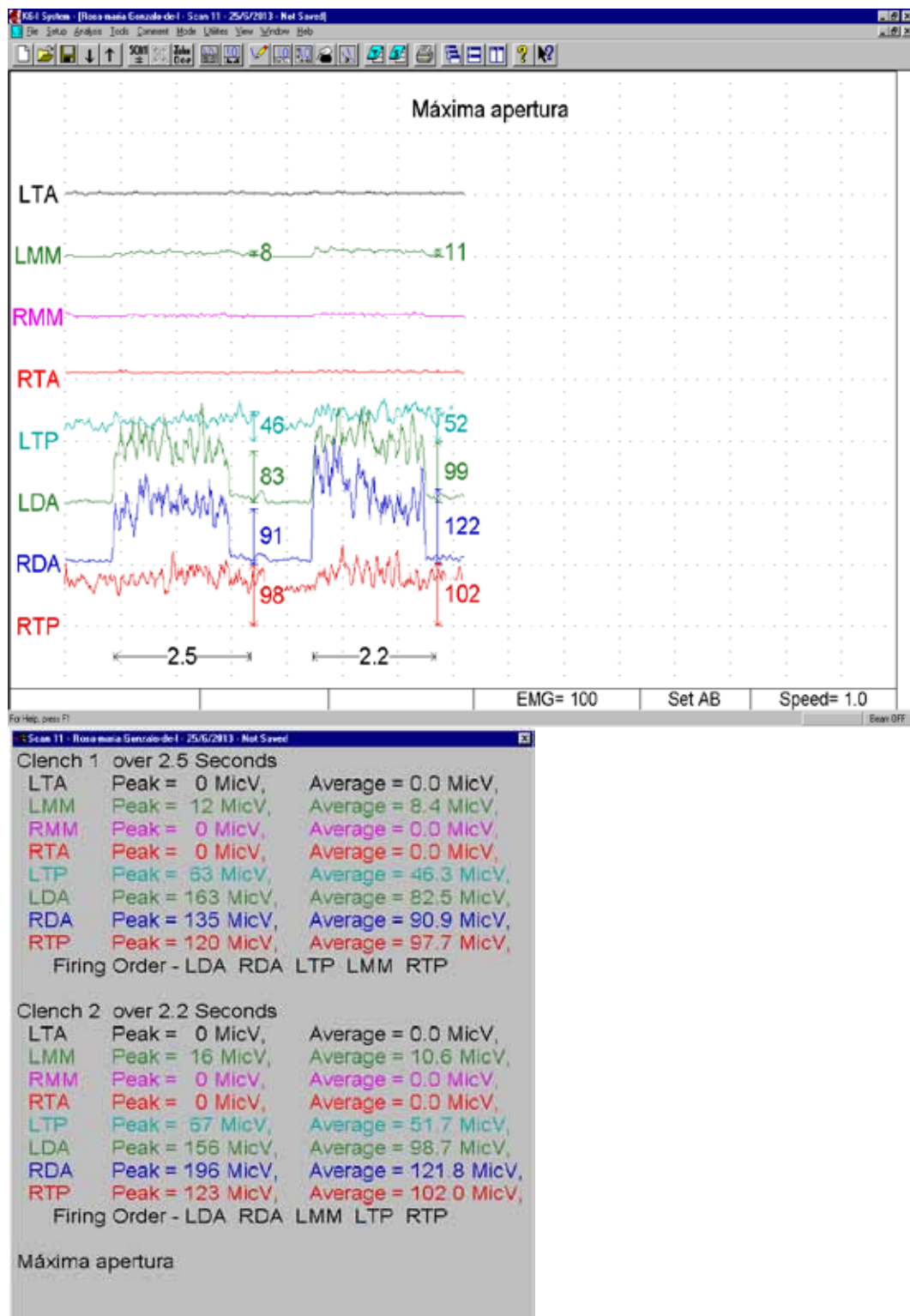
Scan 11 - Rosemary González de I - 25/6/2013 - V1 511AB M10 T 2

Clench 1 over 2.6 Seconds		
LTA	Peak = 401 MicV,	Average = 233.5 MicV,
LMM	Peak = 232 MicV,	Average = 160.3 MicV,
RMM	Peak = 158 MicV,	Average = 99.6 MicV,
RTA	Peak = 279 MicV,	Average = 179.1 MicV,
LTP	Peak = 194 MicV,	Average = 109.0 MicV,
LDA	Peak = 27 MicV,	Average = 18.4 MicV,
RDA	Peak = 19 MicV,	Average = 15.4 MicV,
RTP	Peak = 249 MicV,	Average = 143.6 MicV,
Firing Order - LTP RTP LTA LMM RTA LDA R		
Clench 2 over 2.2 Seconds		
LTA	Peak = 353 MicV,	Average = 234.7 MicV,
LMM	Peak = 304 MicV,	Average = 162.7 MicV,
RMM	Peak = 151 MicV,	Average = 93.7 MicV,
RTA	Peak = 259 MicV,	Average = 162.7 MicV,
LTP	Peak = 181 MicV,	Average = 111.3 MicV,
LDA	Peak = 27 MicV,	Average = 18.1 MicV,
RDA	Peak = 16 MicV,	Average = 14.7 MicV,
RTP	Peak = 238 MicV,	Average = 149.4 MicV,
Scan 11 - Rosemary González de I - 25/6/2013 - V1 511AB M10 T 2		
Clench 4 over 2.3 Seconds		
LTA	Peak = 350 MicV,	Average = 211.4 MicV,
LMM	Peak = 279 MicV,	Average = 161.9 MicV,
RMM	Peak = 179 MicV,	Average = 94.7 MicV,
RTA	Peak = 239 MicV,	Average = 153.5 MicV,
LTP	Peak = 207 MicV,	Average = 111.1 MicV,
LDA	Peak = 33 MicV,	Average = 18.0 MicV,
RDA	Peak = 15 MicV,	Average = 14.3 MicV,
RTP	Peak = 203 MicV,	Average = 138.3 MicV,
Firing Order - LTP LTA LMM RTA RTP LDA R		
Máximo apretamiento		

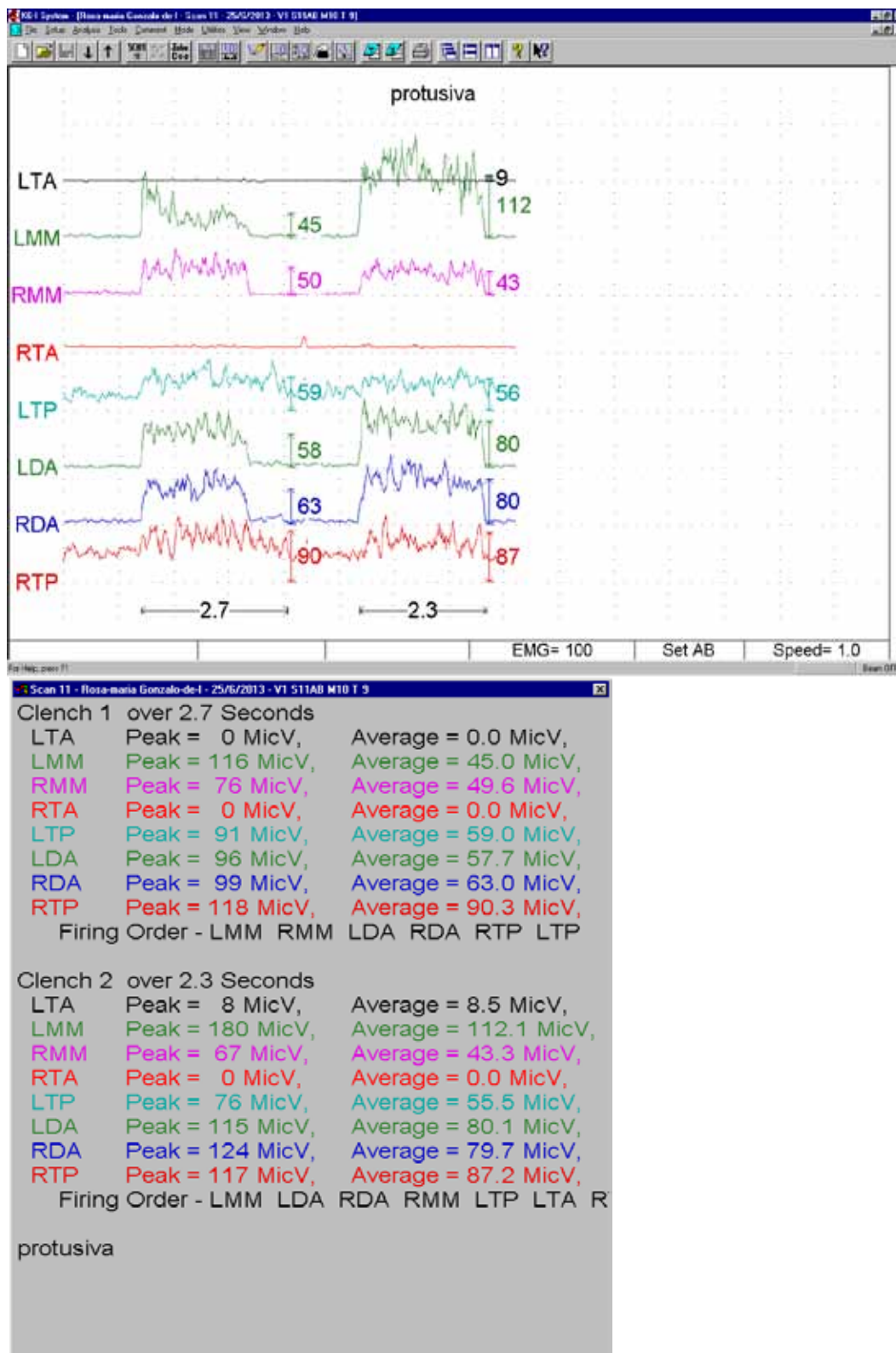
Scan. Máximo apretamiento



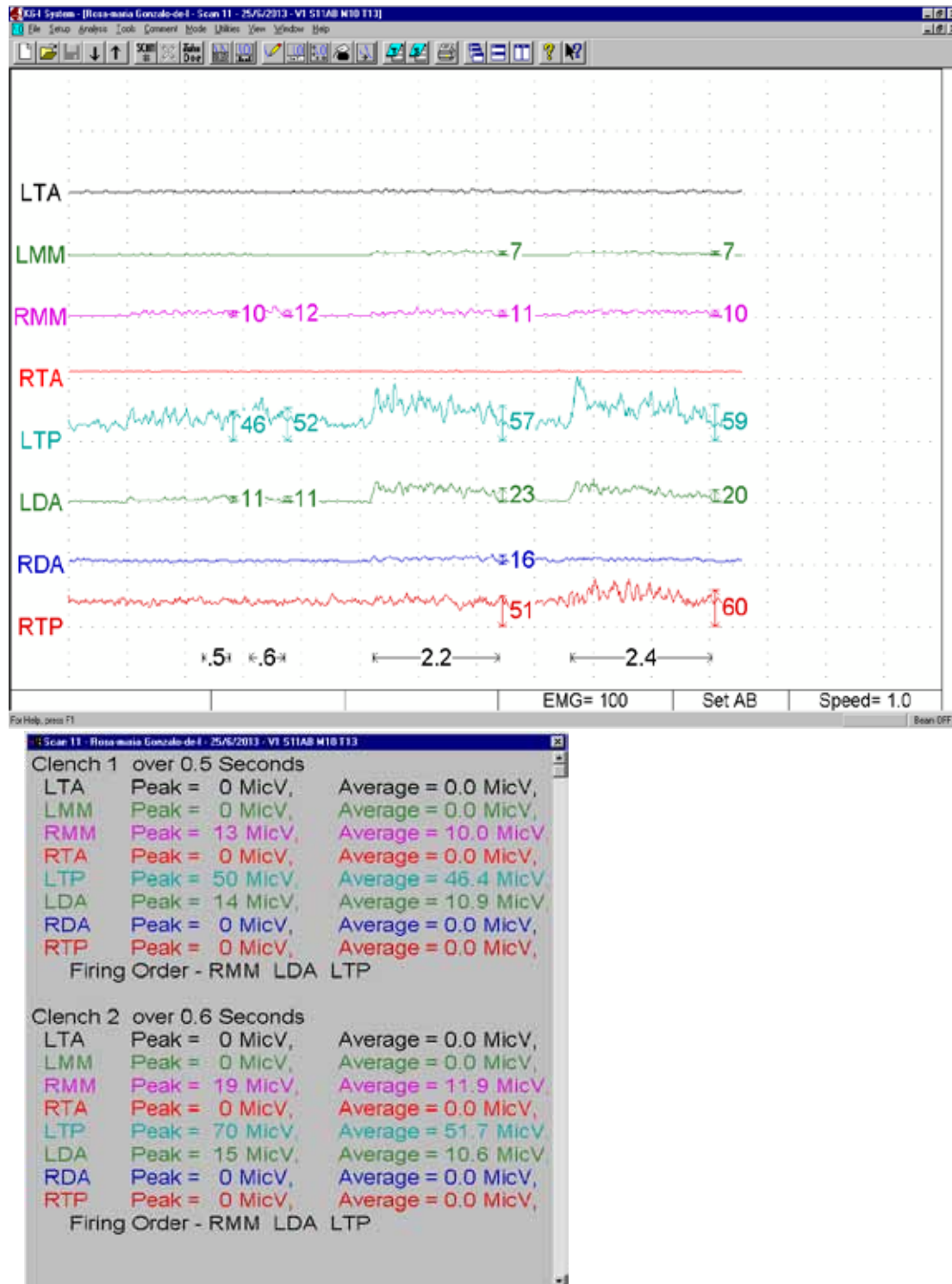
Scan. Máxima apertura



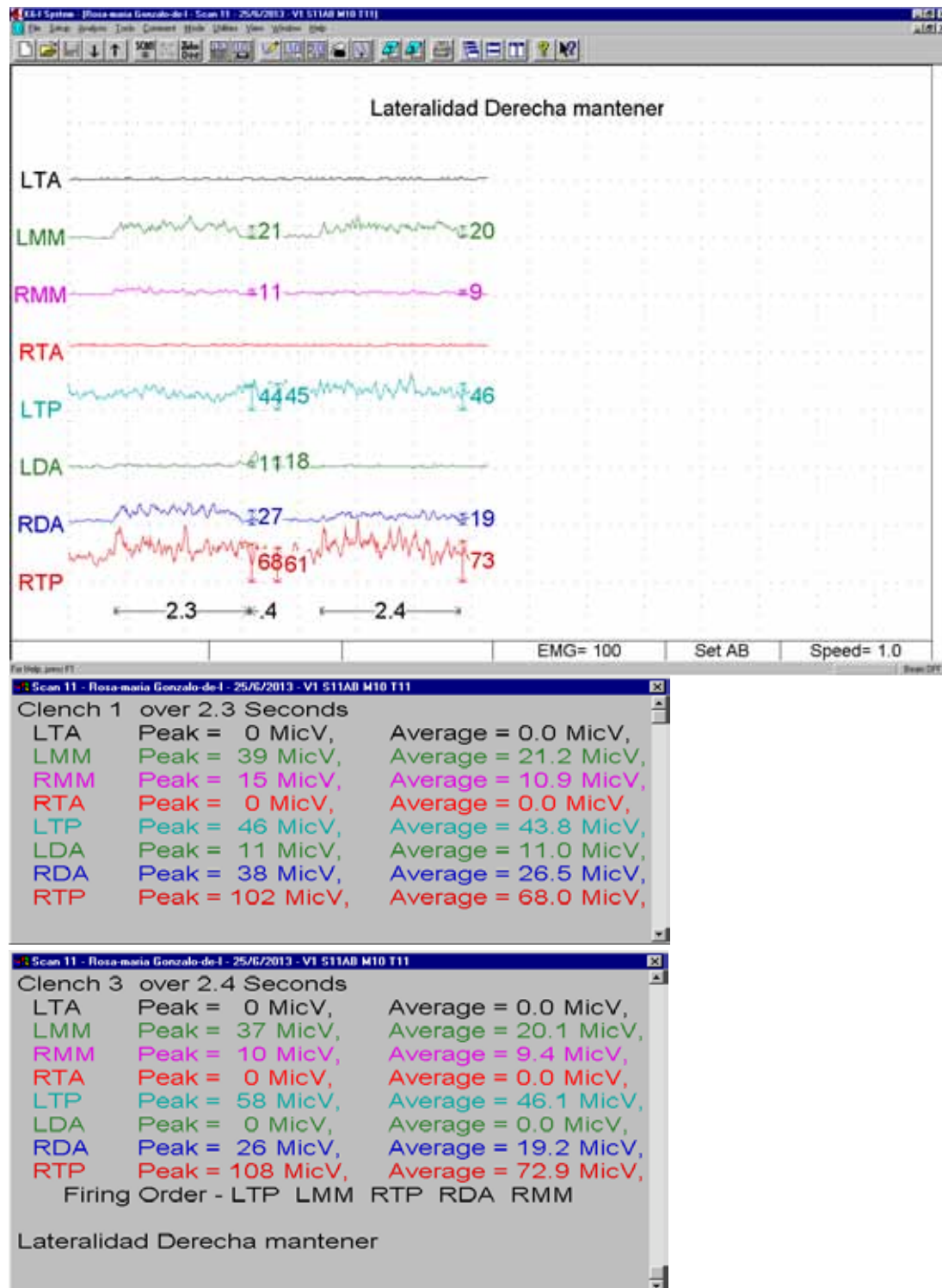
Scan. Protusiva



Scan. Lateralidad Izquierda mantener



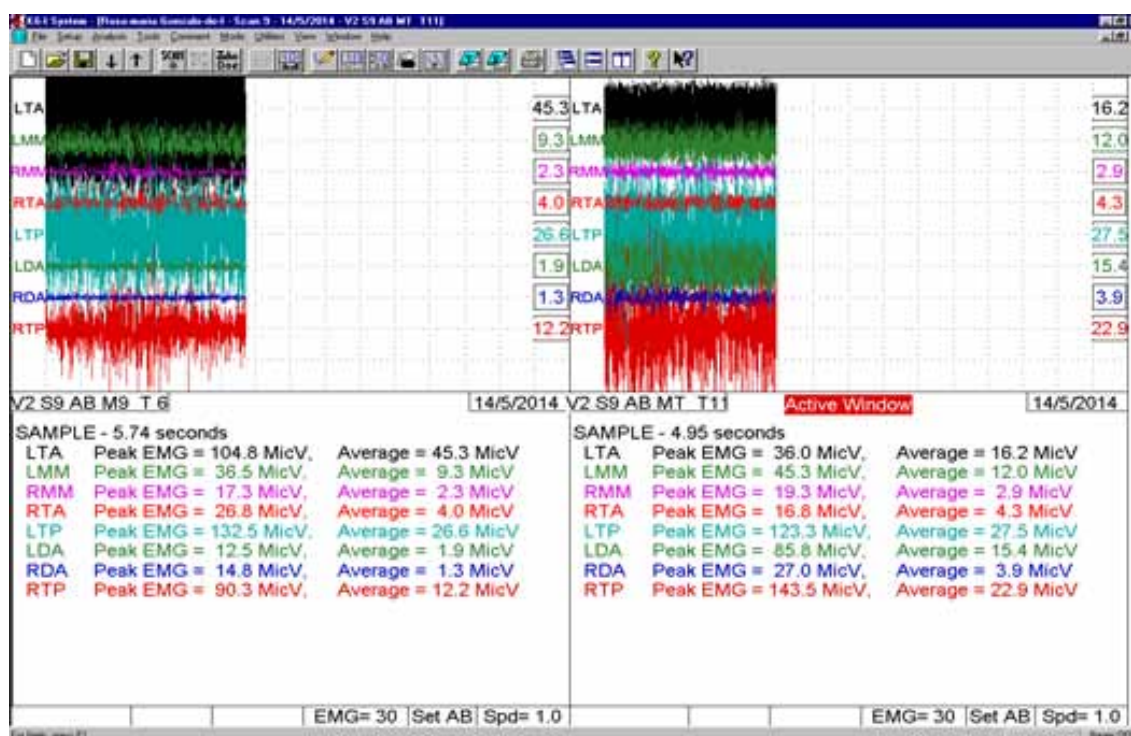
Scan. Lateralidad derecha mantener



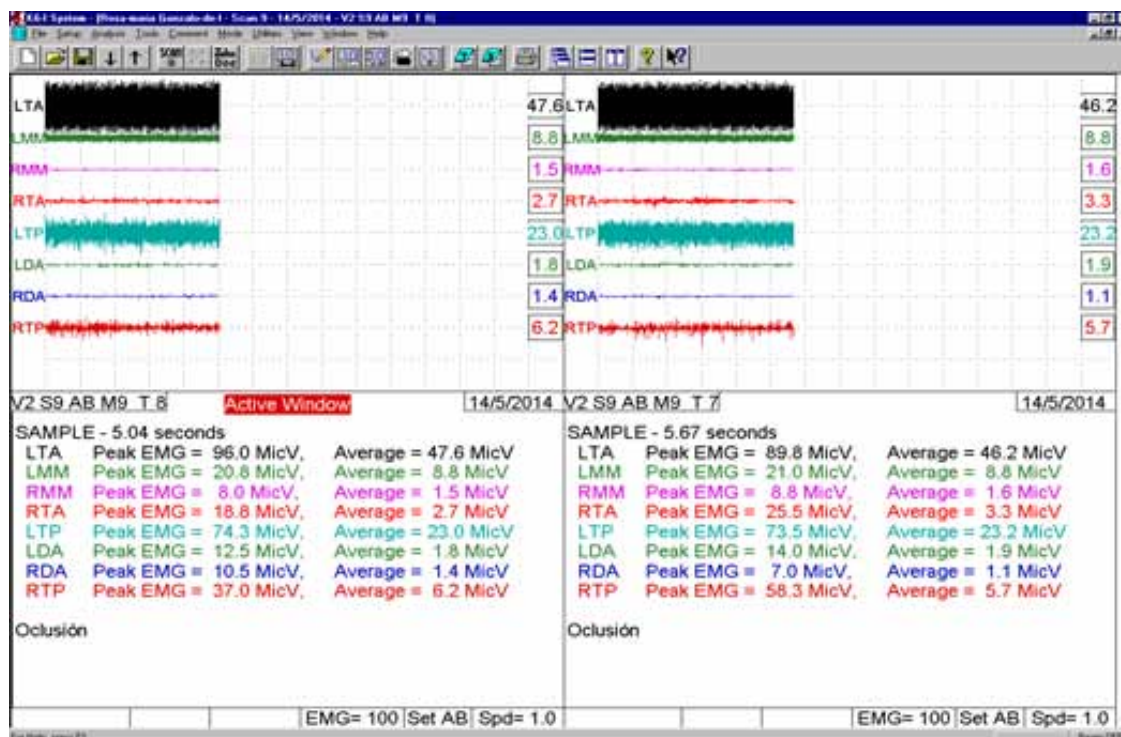
ELECTROMIOGRAFÍA

Segundo registro con PPFI

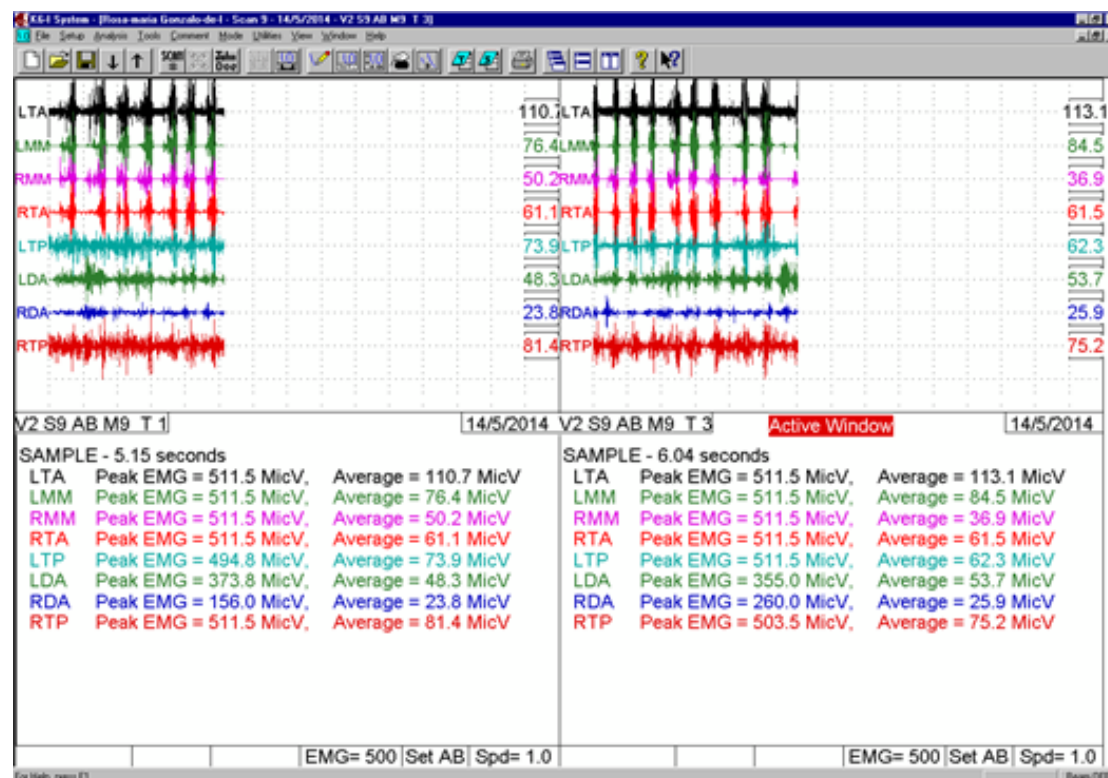
ID.PAC 1626-2-14 Rosa Maria G.L Edad años altura. Fecha de realización 14/05/14
Scan. Reposo



Scan.Oclusión

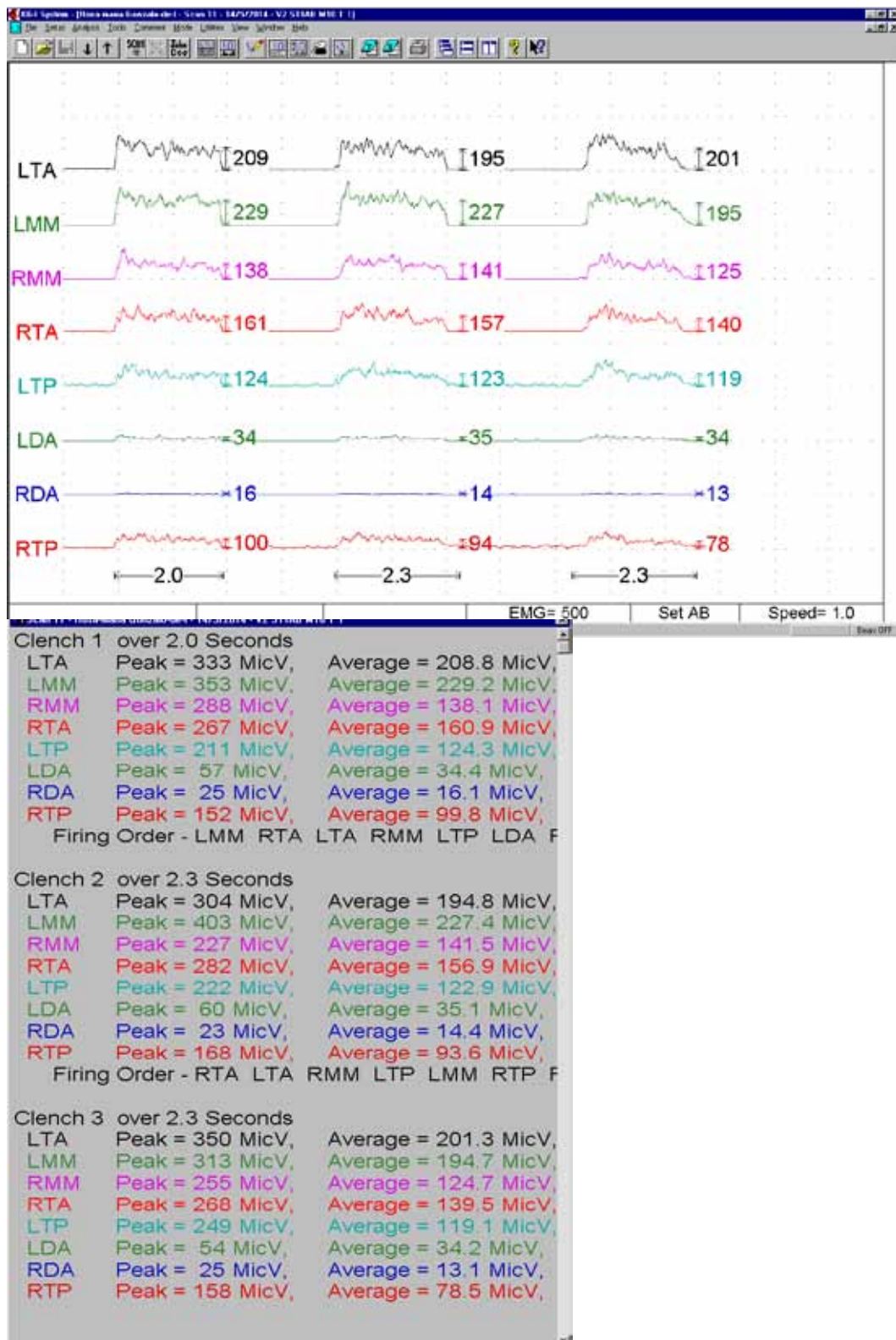


Scan. Masticación

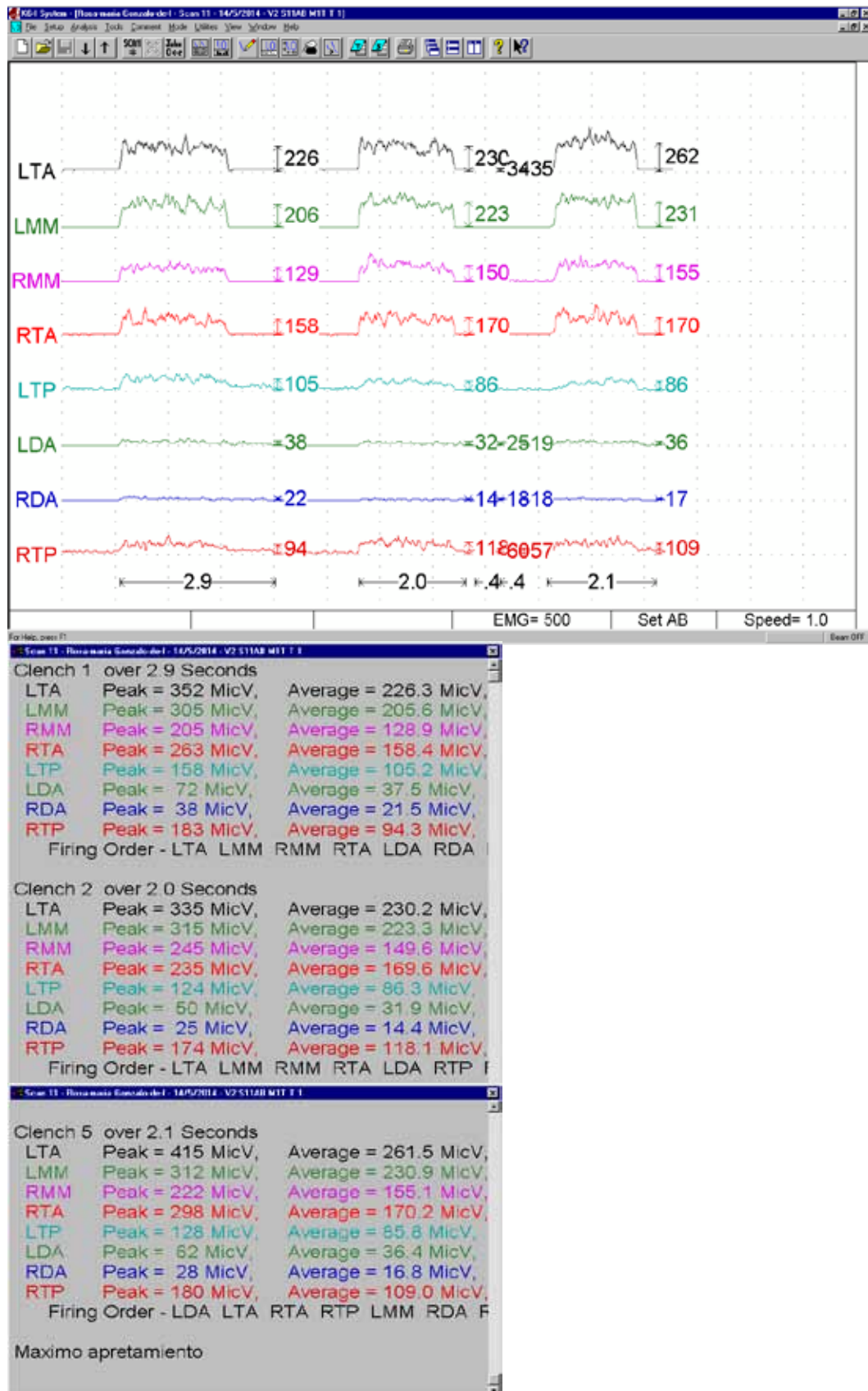


Scan. Deglución

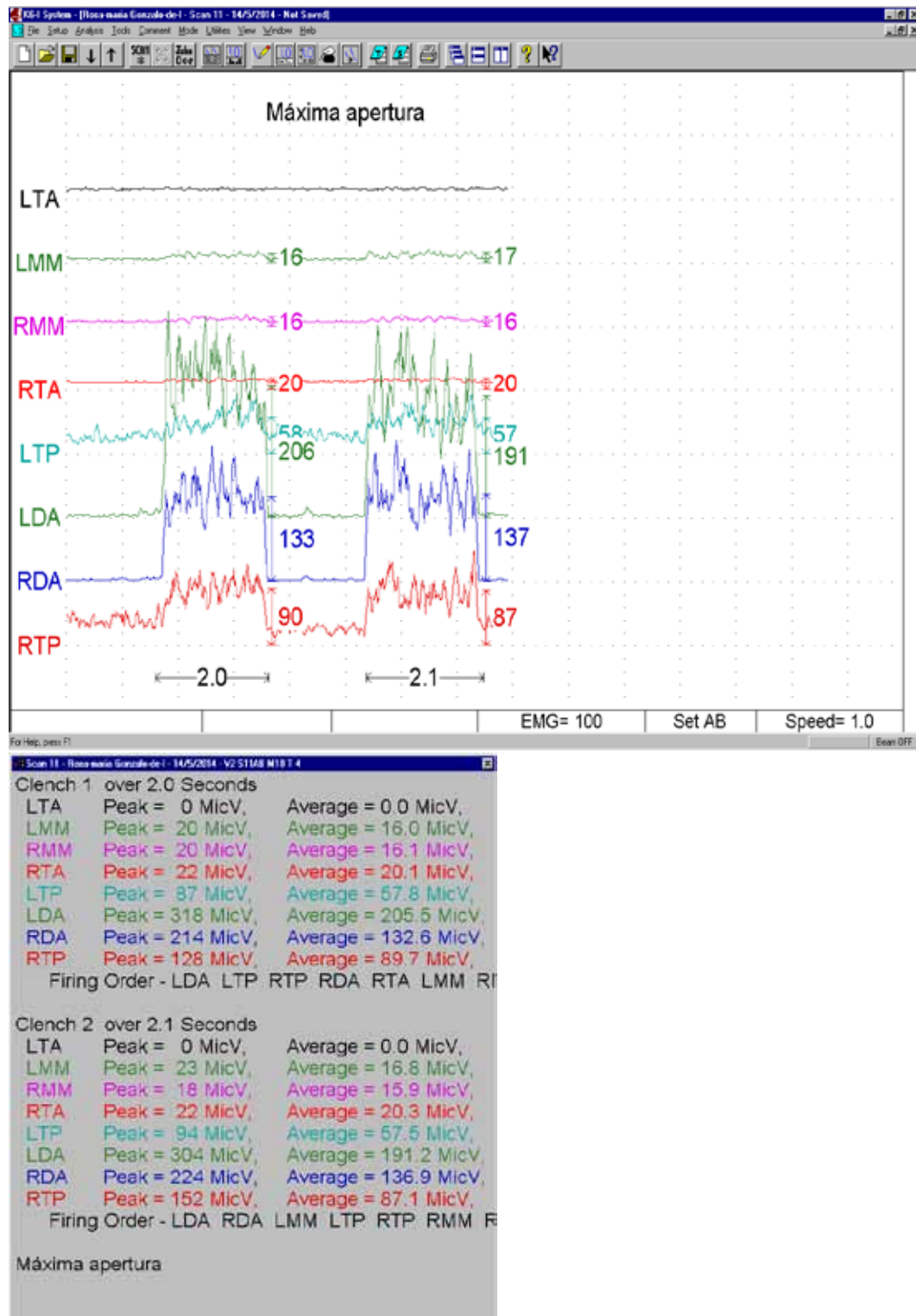
Scan. Máximo apretamiento



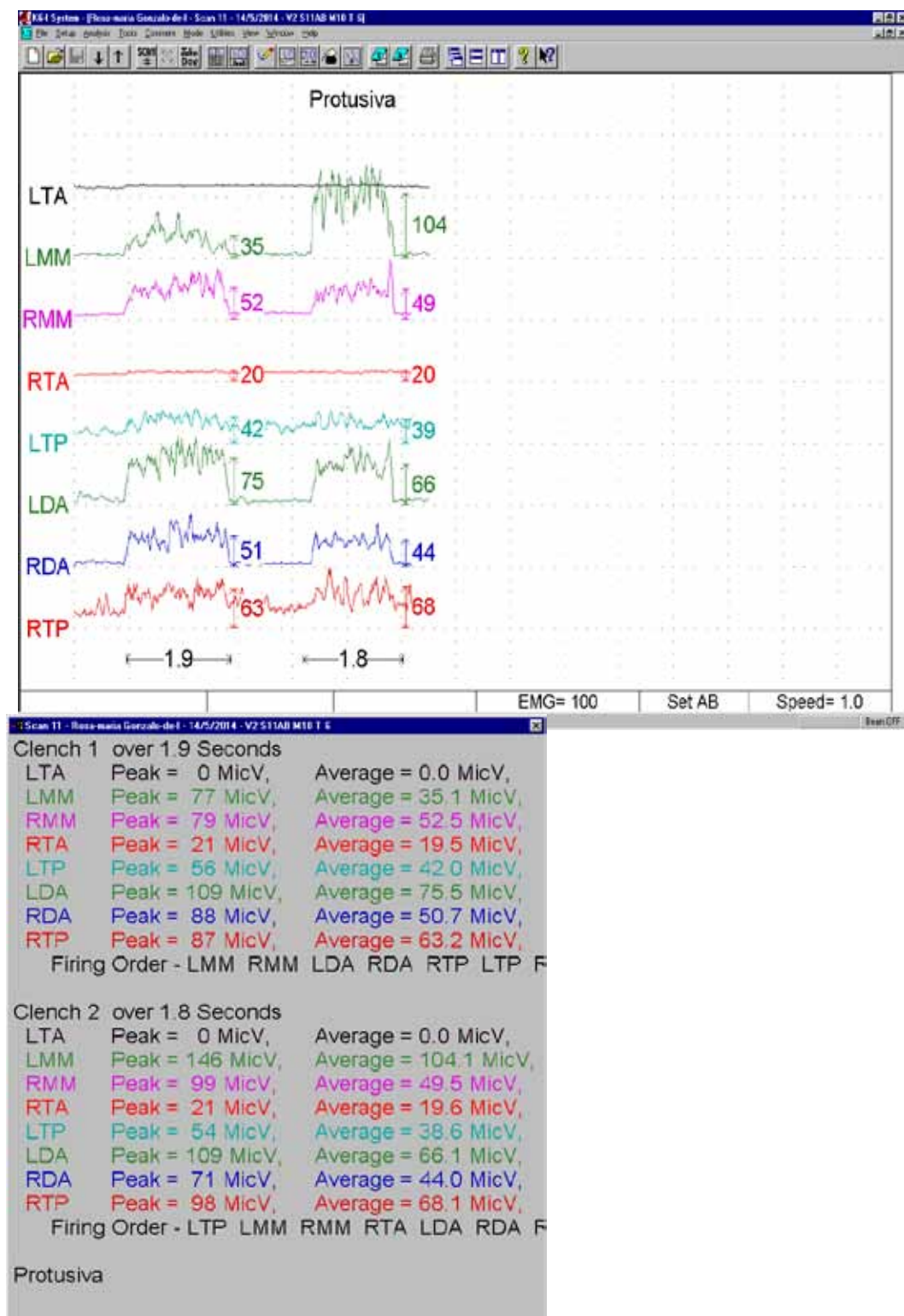
Scan. Máximo apretamiento



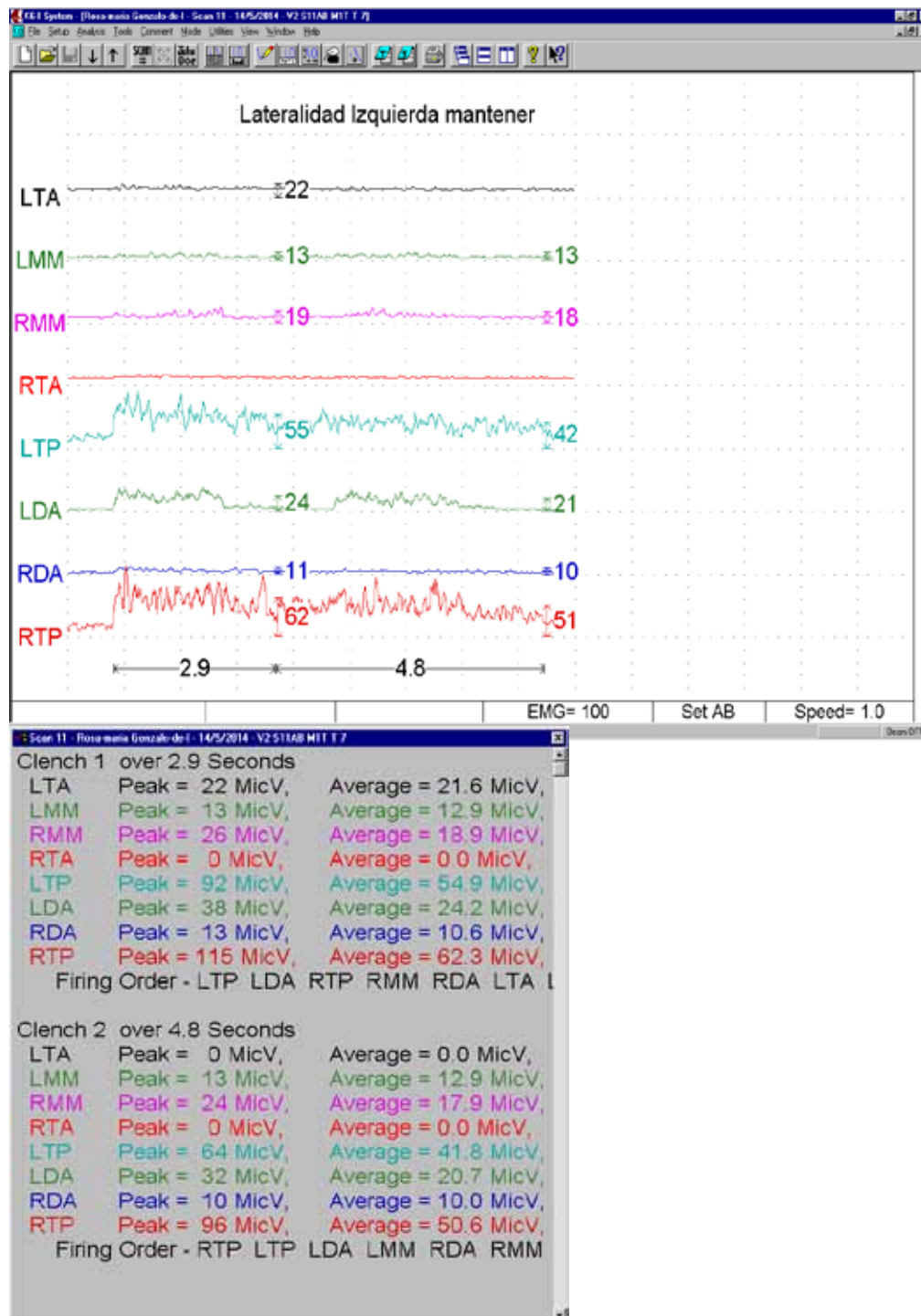
Scan. Máxima apertura



Scan. Protusiva



Scan. Lateralidad izquierda mantener



Scan. Lateralidad derecha mantiene

